

多点表面電気刺激と発現する 手指姿勢の関係の表現方法

粕谷美里

電気通信大学 大学院 情報理工学研究科

博士（工学）の学位申請論文

2018 年 12 月

多点表面電気刺激と発現する 手指姿勢の関係の表現方法

博士論文審査委員会

主査	横井浩史	機械知能システム学専攻	教授
	小池卓二	機械知能システム学専攻	教授
	岡田英孝	機械知能システム学専攻	教授
	杉正夫	機械知能システム学専攻	准教授
姜銀来	脳科学ライフサポート研究センター		准教授
	狩野豊	先進理工学専攻	教授

著作権所有者

粕谷 美里

2018

Relational representation of multi-channel surface electrical stimulation and induced hand position.

Misato Kasuya

Abstract

The incidence of limb paralysis due to cerebrovascular disorders is increasing; in the affected patients, the ability to engage in activities associated with returning to a normal life is a concern that needs to be addressed. Therefore, an effective treatment for restoring motor function is required. Rehabilitation is required to encourage these patients to perform a variety of physical activities.

The purpose of this study was to develop an arm-exercise function recovery system based on surface electrical stimulation using multi-channel electrodes for a patient to undergo rehabilitation without assistance at home. As the training equipment, we used functional electrical stimulation (FES) with surface electrodes, which is a non-invasive method. We traced stimulation electrode patterns, including many electrode placement points, to apply and achieve appropriate stimulation. Therefore, in case of the multi-channel surface electrodes, we aimed to generate as many electrode patterns as possible. However, inducing a variety of physical activities is challenging when using FES with surface electrodes because the relationship between the electrical stimulation position and physical activity is not understood.

In this study, we develop a method of relational representation of multi-channel surface electrical stimulation and induced hand position and propose a method to determine the electrode placement pattern that can induce finger and hand position using a multi-channel electrode selector "FES Selector device", which can change an electrode pattern scheme freely, and its device. We used the stimulation electrode patterns that produced the highest estimated joint precision in an estimation of joint angles using an artificial neural network.

This shows that the relationship between the stimulation electrode placement patterns and the finger and hand position can be expressed as a bipartite graph in graph theory.

In addition, it is shown that stimulation electrode placement patterns that can induce several characteristic shapes of the finger and hand position can easily determine the relational representation of multi-channel surface electrical stimulation and induced hand position.

概要

本論文は、機能的電気刺激(Functional electrical stimulation ; FES)を用いて手指姿勢を制御する技術の開発を目的としている。

FES は、電気刺激によって筋収縮を伴う関節運動を引き起こし、様々な姿勢を発現させる技術の総称であり、古くより幅広い分野でその有用性が述べられてきている。中でも、非侵襲な FES の刺激手法である表面電極法を多電極化した多点表面電気刺激により、複数の筋を同時に刺激することで引き起こされる関節運動によって、複雑な姿勢を発現させる機能の重要性が指摘されている。手指姿勢の制御には、前腕部の限られた領域に存在する数十本の筋を適切に選択し刺激する必要がある、姿勢の再現性を担保することには困難が伴う。この困難は、従来の研究により 3 つの課題として明らかにされている。

1. 電気刺激と発現姿勢の関係が明らかになっていないこと。

表面電気刺激の電流は皮膚や脂肪など様々な要素を介しており、その伝達経路を観測する手段が確立されてはいないことに起因している。

2. 電極の貼り替えによる発現姿勢の再現性の低下が大きいこと。

電極の貼り替えは、電極位置のずれや密着状態の変化、および、生体組織の経時変化などの影響を強く受ける。そのため、都度、刺激電極の探索が必要である。

3. 探索空間が膨大になること。

探索多点化による電極数の増加に伴い、電極群の組み合わせ問題の様相を呈し、探索候補が多くなる等、意図した姿勢を発現させる刺激電極の決定が困難になる。

いずれの課題も、刺激位置と発現姿勢の関係を表現する手法が確立されていないため、適切な皮膚表面上の刺激位置を容易に選択できないことに起因している。本論文ではこの課題を“皮膚表面上の刺激位置の選択問題”と表現した。従来研究では、これら課題が存在するために、制御可能な姿勢は握り開きなどの単純な姿勢に限定されてきた。また、意図する姿勢を制御する刺激電極位置の探索手法は、全走査探索や逐次的な試行錯誤的方法に留まっており、有用な刺激電極位置の探索手法が確立されていないため、姿勢の制御は介助者の技能に大きく依存してきた。そこで本論文では、刺激位置と発現姿勢の関係を表現する手法の開発に取り組み、次の方法論の提案を行い、その性能の検証を行なった。

本論文は全 6 章の構成になっている。

第 1 章は姿勢の発現に用いられる技術や背景について説明し、多点表面電気刺激を用いた発現姿勢の制御における課題について、先行研究を交えながら詳

述している．その上で解決すべき問題を提示し，本研究の目的を述べている．

第2章では，刺激発生装置と，多電極選択装置を組み合わせた多点表面電気刺激システムの構成について述べている．

第3章は，刺激位置と発現姿勢の関係の表現方法について，その理論と手法を提案している．関係を表現するために，刺激位置と発現姿勢を表現する空間の定義を行った．発現姿勢を，手指姿勢を手指の関節角度を要素とするベクトルで表現する“発現姿勢空間”と定義した．刺激位置は，個々の電極を自由に選択することで表現できる様々な刺激電極パターンを，刺激の極性を要素としてベクトルで表現する“刺激電極空間”と定義した．“刺激電極空間”は3種類用意し，25次元のベクトルで刺激電極パターンの刺激開始時の電極の極性で表記した“極性表記”，極性に関係なく刺激の ON/OFF で表記した“ON/OFF 表記”と，4次元のベクトルで刺激電極パターンの重心座標を表記した“座標表記”とした．“発現姿勢空間”には2種類用意し，手指姿勢を関節角度そのものを用いて11次元のベクトルで表記した“関節表記”と，計測した手指姿勢の関節角度を主成分分析し得られた主成分スコアを利用しベクトルで表記した“主成分スコア表記”とした．これらの空間を入出力とするニューラルネットワークを用いて関係の表現を試みた．関係の表現には，刺激電極パターンから手指姿勢を導出する“Forward model(Foward model)”と入出力関係を逆にした“Inverse model(I model)”を提案した．Foward model は，手指姿勢に紐付いた刺激電極パターンを導出する Look up table を構築することを目的としている．また，I model は Foward model によって導出された刺激電極パターンと手指姿勢を入出力として用いる．これにより，Foward model よりもロバスト性の高い刺激電極パターンと姿勢の導出を目的としている．

第4章は，実験の構成と実験系について述べている．本実験では，直径32mmの円形ジェル状貼付電極を左前腕に5×5に配置し，合計25枚を使用した．その中から，2×2の4枚を等電位とした4対4全刺激電極パターン走査刺激による125パターンの電気刺激を付与し，それによって発現する手指姿勢をCyber gloveで計測した．電気刺激は，1秒ごとにON，OFFを繰り返すものとし，被験者は立位姿勢において，付与される刺激電極パターンが不明の状態です，実験間の休憩を10分と設定し1日に5回全走査探索実験を行った．

第5章では，第3章で述べた刺激位置と発現姿勢の関係表現より得られた成果を示した．得られた成果は4種類である．1つ目に，関係表現に適した入出力表記が極性表記と関節表記であることを特定した．2つ目に，関係表現に適した表記を用いて構築した Foward model によって導出した Look up table により，関係表現が姿勢に対し刺激電極パターンに競合のない2部グラフとして表記できることを示した．3つ目に，複数の使用者に対して全走査や逐次的な試

行錯誤による刺激位置探索なしに，特定の手指姿勢を発現させることができるロバストな刺激電極パターンを5種類特定した．これにより，関係表現に基づく高効率な刺激位置探索手法が確立できた．4つ目に，ニューラルネットワークの重みから，手指関節に強い影響を及ぼす多点表面電極空間内の刺激電極を特定することに成功した．これにより，グー・チョキ・パーやサムズアップなどの，特徴的な形状の手指姿勢を発現させる刺激電極パターンを導出することができた．

第6章では，結論と今後の課題が述べられている．本論文により，刺激位置と発現姿勢の関係の表現方法の開発に成功した．これにより，手指姿勢の制御における課題を改善し，多点表面電気刺激による手指姿勢の制御が可能であると結論づけた．今後の展望では，開発した関係表現の性能を向上させより多くのユニバーサルな刺激電極パターンと手指姿勢の導出を目指すことと，麻痺者に対応した関係表現を開発していくことと述べた．

目次

第1章 序章	11
1.1 背景	12
1.2 筋収縮に伴う手指の関節運動を引き起こす技術	14
1.3 機能的電気刺激	17
1.3.1 刺激波形	19
1.3.2 刺激手法	22
1.4 多点表面電気刺激の関連研究と課題	25
1.5 研究目的	27
1.6 論文構成	28
第2章 多点表面電気刺激システム	30
2.1 はじめに	31
2.2 FES signals generator	32
2.3 FES selector device	35
第3章 電気刺激位置と発現姿勢の関係表現手法の提案	39
3.1 はじめに	40
3.2 ANN 入出力空間の定義	42
3.2.1 刺激電極空間	42
3.2.2 発現姿勢空間	46
3.3 刺激電極パターンから手指姿勢を導出する Forward model	48
3.4 手指姿勢から刺激電極パターンを導出する Inverse model	52
第4章 電気刺激実験の構成と実験系	56
4.1 はじめに	57
4.2 被験者	58
4.3 電極貼付方法	59
4.4 刺激実験手順	60
第5章 ANN を用いた電気刺激と発現姿勢の関係表現の評価結果	62
5.1 はじめに	63
5.2 反復性の検証結果	64
5.3 ANN 入出力表現の検証	70
5.3.1 主成分スコア表記の次元数の検証	71
5.3.2 F specialized の入出力表現の検証	74
5.3.3 F generalized の入出力表現の検証	80
5.4 F generalized の再現性の検証	85
5.5 F specialized の再現性の検証	97

5.6	I generalized の再現性の検証	103
5.7	I specialized 再現性の検証	105
第 6 章	結論と今後の展望	107
6.1	結論	108
6.2	今後の展望	110
	謝辞	111
	参考文献	112
	研究業績	117
付録 A	電気刺激時の運動パフォーマンス変化	120
付録 B	F generalized の再現性の検証	123
付録 C	F specialized の再現性の検証	141

第 1 章 序章

- 1.1 背景
- 1.2 筋収縮に伴う手指の関節運動を引き起こす技術
- 1.3 機能的電気刺激
 - 1.3.1 刺激波形
 - 1.3.2 刺激手法
- 1.4 多点表面電気刺激の関連研究と課題
- 1.5 研究目的
- 1.6 論文構成

1.1 背景

近年、麻痺肢の身体機能の回復や、歩行能力、バランス機能、筋力などの身体機能の維持・向上を目的とした運動を日常的に行うことが生活の一部として定着し、運動を補助する技術の需要が高まっている。

運動は、身体機能の回復・維持・向上を目的として計画的・意図的に行う身体活動とされている。身体活動とは、Caspersen らによって「エネルギー消費を伴う骨格筋の収縮活動により引き起こされる身体の動きの総称」と定義されている^[1-2]。厚生労働省では運動と生活活動を合わせたものを身体活動と定義し、運動以外の家事や通勤などの日常生活の活動を生活活動と定義している^[3]。健常者、麻痺者に関わらず、身体機能の回復・維持・向上において運動は大変重要な役割を担っている^[4]。特に身体機能の回復については、高齢化や麻痺者の増加が問題となっている今、緊要な対応が求められており、そのための運動を補助する技術が必要とされている。

現在日本では、脳卒中など中枢神経系の障害に起因した肢体麻痺者が幅広い年齢層で増加傾向にある^[5]。肢体麻痺は日常生活動作（ADL）や手段的日常生活動作（IADL）などの身体活動能力や QOL の低下が著しく^[6]、生活の自由が奪われるとともにうつ状態や自尊感情の低下など精神的な活力そのものを減退させ、社会復帰を妨げる原因となっている^[6-8]。このため、麻痺者の自立を促す必要があり、身体機能の回復は重要であるといえる。肢体麻痺は脳損傷部位や麻痺後の経過などにより様々な症状を有し、身体機能の回復には様々な難易度の多様な運動を行う訓練が必要となる^[9-11]。このような運動には、電気刺激など運動の発現を補助する技術を用いた運動も必要とされている^[12]。また、運動は生活習慣病、心血管系疾患、がんの予防、体重増加の予防や体力増強、転倒予防、うつの改善、高齢者の認知症予防など、麻痺者だけではなく、健常者の身体機能の回復や維持、向上にも重要な役割を担っている^{[11][4][13]}。

身体機能の回復は、麻痺者の自立を促すためには必須である。身体機能の回復には多様な運動を発現させる訓練が必要となり、特に訓練の初期段階は、専門の知識を持った医療従事者の介助もと実施される必要がある^{[9][14-15]}。平成 28 年時点で、身体機能の回復を目的とした訓練や治療を専門とする医療従事者は約 21 万人とされ^[16]、一人当たりの 1 日担当患者数は 10 名以上である。このような、介助に関わる人材の確保や医療従事者の負担の増大も近年問題となっている^{[12][17]}。身体機能の回復のための訓練では、筋力増強や関節可動域の維持、動作のコントロールなど能力低下の改善を目的に基本動作訓練や起立訓練、歩行訓練、筋力増強訓練、筋再教育などの多様な運動を行う訓練が実施される^[18]。この

ような訓練には、大きく 2 種類の手法がある。1 つは外部からの刺激により筋収縮に伴う関節運動を行う手法^[19]、2 つ目はモータ等の機械的な外力を補助として関節運動を行う手法である。外部からの刺激により筋収縮に伴う関節運動を行う手法には、様々な手法があり数多くの身体機能の回復の効果が示されている^[18]。機械的な外力を用いる手法の代表例には外骨格ロボットがある。上肢運動用ロボットシステム KINARM^{[20][21]}や、手指リハビリテーション支援システム^[22]、歩行アシスト外骨格ロボット HAL^[23]など様々な研究やシステムがあり、それぞれ身体機能の回復効果や身体機能のアシスト効果を示している。本論文では、身体機能の回復に古くから利用され、回復の効果について数多く報告がなされていることから、外部からの刺激により筋収縮に伴う関節運動を行う手法をより深めていくこととした。

身体機能の回復を目的とし、筋収縮に伴う関節運動を行う訓練を機能回復訓練と呼ぶ。促通反復療法を始め、Constraint induced movement therapy (CI 療法)、ミラーセラピー、筋力増強訓練、課題関連的バーチャルリアリティなどがある。その中でも促通反復療法は、医療従事者が新たな促通手技により、患者の意図する運動に関与する神経路の興奮水準を高め、その運動の実現と反復を行い、神経路の再建と強化を行う手法であり、その有用性も多く報告されている^{[11][17]}。本手法は軽度から中程度の片麻痺に対して最も有効な効果を示しており、重度麻痺や痙縮などのために麻痺肢の随意性が低い場合、促通反復療法と他の治療法との併用療法が重要だと述べている^[12]。併用療法としてあげられているものには、経頭蓋磁気刺激(TMS)や振動刺激痙縮抑制法^[24]、神経筋電気刺激(NEMS)^[11]、治療的電気刺激(TES)^[25]、機能的電気刺激(FES)^[12]、持続的低周波電気刺激法^[26]などがある。

身体機能の回復において、特に手指姿勢の発現など上肢の身体機能の回復が重要であることが言われている^[27]。しかしながら、一般的に手指の麻痺の機能回復は困難であるといわれ、従来は片手動作訓練や利き手交換訓練などの代償法が中心とされてきた。この問題に対しても促通反復療法と先に挙げた他の治療法との併用による機能回復効果に期待が寄せられている^[19]。その 1 例に、促通反復療法と持続的低周波電気刺激法の同時併用療法により、急性期片麻痺上肢の運動麻痺回復と麻痺側手の浮腫軽減を促進する効果が得られた報告がある^[26]。

以上のことから、本論文では手指の機能回復に重きを置き、外部からの刺激により筋収縮に伴う手指の関節運動を発現させる技術をより深めていくこととした。

1.2 筋収縮に伴う手指の関節運動を引き起こす技術

麻痺者の自立を促し、QOL を向上させるためには手指の身体機能の回復が重要であるとされている。そのために本論文では、外部からの刺激により、筋収縮に伴う手指の関節運動を引き起こす技術を深めていく対象とした。そのような刺激を生じさせることが可能な技術には、電気、磁気、振動の 3 種類がある。しかしながら、振動を用いた刺激では、筋収縮を引き起こすことで麻痺肢体の痙縮の予防に効果があると示した報告^[28-30]はあるが、筋収縮に伴う関節運動を引き起こす報告は示されていない。そのため、関節運動を生じさせることが可能な技術は、電気刺激と磁気刺激の 2 種類である。

機能的電気刺激(Functional electrical stimulation: FES)は、電気刺激によって筋収縮を誘発し関節運動を発現させる技術の総称である^[34]。FES は医療用のリハビリからスポーツ用の筋肉トレーニングまで幅広い分野でその有用性が報告されており、関節運動の発現に FES を利用することで有益な効果が得られることが期待されている。FES には侵襲型 FES と非侵襲型 FES があり、それぞれに身体機能の回復効果が示されている。FES は装置の小型化や多電極化、電極形状、使用条件の自由度の高さ、在宅使用も視野に入れた携帯性など多くの優れた点が示されている。しかしながら、在宅使用のメリットを生かすためには解剖学などの専門的な知識を必要とせず容易に目的の関節運動の発現に適した刺激位置を特定できることが求められるが、現状、侵襲型・非侵襲型 FES とともにこの課題は解決できていない。

次に磁気刺激とは、1831 年 Faraday によって発見された電磁誘導の法則に基づき、刺激コイルに流れた電流が発生させる磁場により生体組織に電場が誘導され、コイルに流れる電流とは逆方向の渦電流を生体組織に流すことで神経膜に脱分極を生じさせ活動電位を発生させることで運動を発現させる^[24]。磁気刺激に関する報告は大きく 2 種類に分けられ、脳刺激を対象とした経頭蓋磁気刺激(Transcranial Magnetic Stimulation : TMS)と、末梢神経を対象とした磁気刺激である。TMS は頭部の表面に配置したコイルからパルス磁場を発生させ、脳内に生じるコイルに流した電流と逆向きの渦電流を用いて大脳を刺激する非侵襲な刺激手法である^[35]。近年 TMS は痛みを伴わない刺激手法として麻痺などの機能障害の改善を目的に促通反復療法や集中的作業療法と併用し、中枢神経の可塑性に働きかける治療などに用いられてきている^{[24][35][36]}。TMS 装置は大脳皮質の表面近傍から深部を刺激することを目的としているため、1 T 程度の強いパルス

磁場を必要とし、1400V 以上の高電圧パルスが使用される．そのため装置が大きく、重く、消費電力も多いという課題がある^[37]．

末梢神経磁気刺激の基本的な原理は TMS と同様であり、パルス磁場により生体内に誘導される渦電流により神経を興奮させ筋収縮を引き起こすものである．末梢神経磁気刺激のための多サイクルパルス磁場型磁気刺激装置が 2015 年八島らによって報告された．この装置は脳卒中片麻痺患者のためのリハビリテーションに用いるために病院のベッドサイドで使用することを想定して開発され、商用 100V 電源で使用でき、TMS 装置に比べ小型軽量化に成功している．また、衣服の上からでも刺激が可能であり、使用時の簡便性に優れている^[37]．しかしながら、基本的には病院内で医療従事者が使用することを前提としていることや、磁場を発生させるコイル部分は 1 つしかなく、刺激中は手で持ち続けなければならないなど使用時の自由度に制限がある．また磁気刺激においても適した刺激位置の特定は難しい．そのため日常的に手軽に使用できる技術ではなく、その適応範囲が広くないといった課題がある．

Table 1 電気刺激と磁気刺激の特徴についてまとめた．各項目に対し非常に有用な技術である場合には++を、有用な可能性が示されている場合には+、有用性が不高くないまたは、有用な可能性はあるが課題がある場合には-、項目に対し根本的に使用目的が異なっている、有用性が低い、技術的に項目内容を達成していないなどの場合には--を記載した．

電気刺激、磁気刺激ともに、身体機能の回復の有用性は数多く示されているが、本論文では手指機能の回復に重きを置いていることから、手指姿勢の制御により適した技術を深めていくこととした．手指姿勢の制御には、前腕部の限られた領域に存在する数十本の筋を適切に選択し刺激する必要がある．そのため、刺激出力部の形状の自由度が高く、多出力化に対応が可能な FES をより深めていくこととした．しかしながら、FES は磁気刺激に比べ刺激の不快感が大きいことと、刺激位置選択の特定のしやすさに課題がある技術である．そこで本論文では、刺激の不快感の軽減のために、我々のグループの先行研究で痛みの少ない刺激を目的に開発した刺激波形 (1.4.1 項)を用いることで対策を行った．これにより刺激位置の特定の課題を解決することができれば、手指姿勢の制御が可能な技術になると考えた．

Table 1 筋収縮に伴う手指の関節運動を引き起こす技術

	電気刺激(FES) [25][26][34]	磁気刺激 [24][35][37]
回復	+	+
維持・向上	+	—
使用時の簡便性	—	+
使用条件(使用者・場所等)の 自由度	+	---
非侵襲性	++	++
小型化	++	+
携帯性 (在宅・移動使用)	++	---
刺激出力部の形状の自由度	++	---
刺激出力部の多出力化	++	---
刺激の快・不快	---	+
刺激位置の特定のしやすさ	—	—

1.3 機能的電気刺激

機能的電気刺激(Functional electrical stimulation: FES)は、電気刺激によって筋収縮を伴う関節運動を引き起こし、様々な姿勢を制御させる技術の総称であり、古くより治療やスポーツ分野など幅広くその有用性が述べられてきている。

FES が電気生理学的な知見に基づき、信頼性のある医療技術として用いられるようになったのは 19 世紀頃からとされている。紀元前から電気は様々な治療で用いられてきており、頭痛と痛風の治療にシビレエイを用いたものが最初の記録であると言われている。1672 年に、ドイツの **Otto von Guericke** によって、世界初の静電気発生装置が考案され、1745 年に静電気をライデン瓶に蓄える技術が開発された。この技術を用いて、ドイツの自然科学者である **Christian Gottlieb Kratzenstein** が、脈の増加や睡眠の改善、麻痺した指がピアノを弾ける程度までの回復した症例、抑うつ状態にも有効であると述べている。しかしながら、麻痺の回復に対する電気をを用いた治療の効果については、1747 年にフランスの物理学者である **Jean-Antoine Nollet** らが否定し、その後も肯定論、否定論が次々に出され、医療として信頼性のある技術ではなかった^[38]。

その後、神経や筋に対する電気生理の研究が 1786 年にイタリアの医師兼物理学者である **Luigi Galvani** によって始められ、電気と筋収縮に関係があることが明らかにされた。これにより、FES を用いた治療が医療的に大いに発展することとなり、1831 年にイギリスの化学者兼物理学者 **Michael Faraday** によって誘導電流の発電器が開発され、麻痺に対する治療に大いに利用され始めた。19 世紀中頃には、フランスの生理学者 **Guillaume B. Duchenne** によって、モーターポイントの同定を始め、筋に関する解剖学的知見の基礎が築かれた。その後も、神経・筋に関する電気生理学的な知見が多く得られるようになり、電気生理学的な活動が正常に作用しなくなると、生体の機能が失われることがわかった。この失われた身体機能の回復を目的に、電気生理学的な活動を FES で補填・代替する電気刺激療法が行われるようになった^[38]。例として、麻痺をした下肢の筋機能の回復を試みた研究が 1961 年に **Liberson** らによって報告された^[39]。この研究では、片麻痺患者にみられる足首や足指を上にあげることができなくなり、足首以下が下に垂れた下垂足(drop-foot)の回復を目的としたシステムが開発された。腓骨神経に FES を付与することで、足首の背屈と回内外の運動を補綴する。その後も、歩行や上肢の身体機能の回復を目的とした、FES を用いた電気刺激療法は様々な麻痺者を対象として行われ、各々異なるレベルの成功をおさめた。

近年では、FES は医療分野だけではなく、健康維持のための運動補助やアスリートの筋肉トレーニングにも用いられるようになり、その応用範囲は大変広く

なっている。電気を健常骨格筋に付与した際の影響を調査した研究が、1985 年に畑野らによって報告された^[40]。ラットの右側坐骨神経に毎日 30 分 2 週間電気を加え、筋収縮を促した結果、電気を付与しなかった反対側下腿筋と比較し筋重量や筋繊維 1 本あたりの毛細血管数が増加した。付与する電気の周波数など検討すべき項目は多く残されていると述べたうえで、短時間であっても電気によって筋肉に影響が及ぼされることがわかったと報告している。

FES を用いた筋力トレーニングでは、電気刺激により、随意運動によって生じる筋収縮量よりも大きな筋収縮が引き起こせるため、本来発揮できる筋力発揮を超える筋力が発揮できる。そのため、一流選手を含め多くのアスリートの筋力アップのための効果的なトレーニングとして用いられている。Maffiuletti らは 2000 年に、バスケットボール選手が FES を用いたトレーニングを行った場合の垂直ジャンプのパフォーマンスについて調査した研究を報告した^[41]。4 週間のトレーニングにより、スクワットジャンプのパフォーマンスがトレーニング前と比較し、有意に 14% 向上したと報告した。その他、日常的な軽度の運動や筋肉トレーニングに不慣れな高齢者などの非アスリートにおいても、容易に筋量の維持増大や筋力維持向上の効果が得られるトレーニングとして用いられて、様々な製品が開発されている。さらに、2016 年にスイスで開催された障害者スポーツと科学技術を融合したスポーツ大会 Cybathlon の競技の 1 つとして、FES サイクリングのレースが行われた。参加チームごとに刺激波形や刺激位置、刺激タイミングは異なるが、ペダルの位置に応じて大腿四頭筋やハムストリングなどに電気刺激を付与し、筋収縮を引き起こし、自転車を漕ぐ姿勢の制御を行う FES システムを開発している^[42]。

1.3.1 刺激波形

FES の歴史は古く、今やその応用範囲も多岐にわたりその重要性和有効性が示されている。しかしながら、FES による姿勢の制御は、波形などの刺激要件や刺激位置と刺激による影響が大きく、いまだ未解決のものが多い。FES によって姿勢の制御を行うためには、痛みが少なく、関節運動を引き起こす筋収縮が誘発される刺激波形で、刺激手法に応じて、目的の姿勢の制御に適した刺激位置を刺激することが必要である。本項では、本論文で用いた痛みの少ない刺激を目的に我々のグループで開発した刺激波形について述べる。

電気刺激で用いられる波形は主に「低頻度パルス波」、「断続高頻度パルス波」、「断続正弦波」、「干渉電流波」の 4 種類である。低頻度パルス波を用いた電気刺激は、従来研究でも多く用いられてきたが刺激強度を強くすると皮膚に不快感を生じることがあり、強い筋収縮を得るには適さないといった報告もある。強い筋収縮を得るために、過剰な電圧を付与すると、火傷の原因になり、パルス幅を大きくすると不快感が強くなり、刺激頻度を上げると刺激に対する慣れや筋疲労から、十分な筋収縮が得られなくなる。そこで、周波数を高くすると電気刺激付与時の不快感を低減できるという皮膚の電気的特性を活用した、断続高頻度パルス波や、断続正弦波が用いられるようになった。干渉電流波は、異なる 2 つの高周波の正弦波を干渉させ、生体内に新たな電流を発生させる^[43]。

Kots らにより、断続正弦波電流と干渉電流波を応用した、高周波数の正弦波を低周波で変調した **Russian current** が考案された。刺激による痛みを抑制しつつ、大きな筋収縮を誘発させることが可能な点から、運動補助や医療現場で用いられている。**Russian current** は高周波成分で皮膚のインピーダンスを低下させつつ、低周波成分で筋収縮を誘発することが可能であるが、一方で、正弦波を用いているため矩形波に比べ実効値が低く、矩形波と同等のエネルギーを得ようとした場合、無駄な高電圧出力は必要とされ、瞬間的ではあるが巨大な電流量が人体に付与されてしまう問題がある^[44]。

そこで我々のグループでは、**Russian current** の利点を生かしつつ無駄な高電圧力なしに実効値を稼ぐために矩形波を採用した。さらに、皮膚や組織の損傷を抑え不快感を軽減させるため二相波を用いた。单相波では一方向のみの電流の流れになり、皮膚と電極の分極現象によって荷電イオンの偏りが生じ、皮膚に炎症や組織の損傷が生じやすい。一方、二相波では正極と負極の二相性荷電イオンの移動をなくすことができ、荷電イオンの偏りを防ぐことが可能である。この波形を二相性のバースト変調矩形波(Fig. 1)と呼ぶこととした^[45]。

二相性のバースト変調矩形波は 5 つの要素で構成され、電圧、高周波成分で

ある Carrier 周波数, Carrier の Duty 比, 低周波成分である Burst 周波数, Burst の Duty 比である. エラー! 参照元が見つかりません。に, 二相性のバースト変調矩形波を構成する刺激パラメーターとその機能を示した^[46].

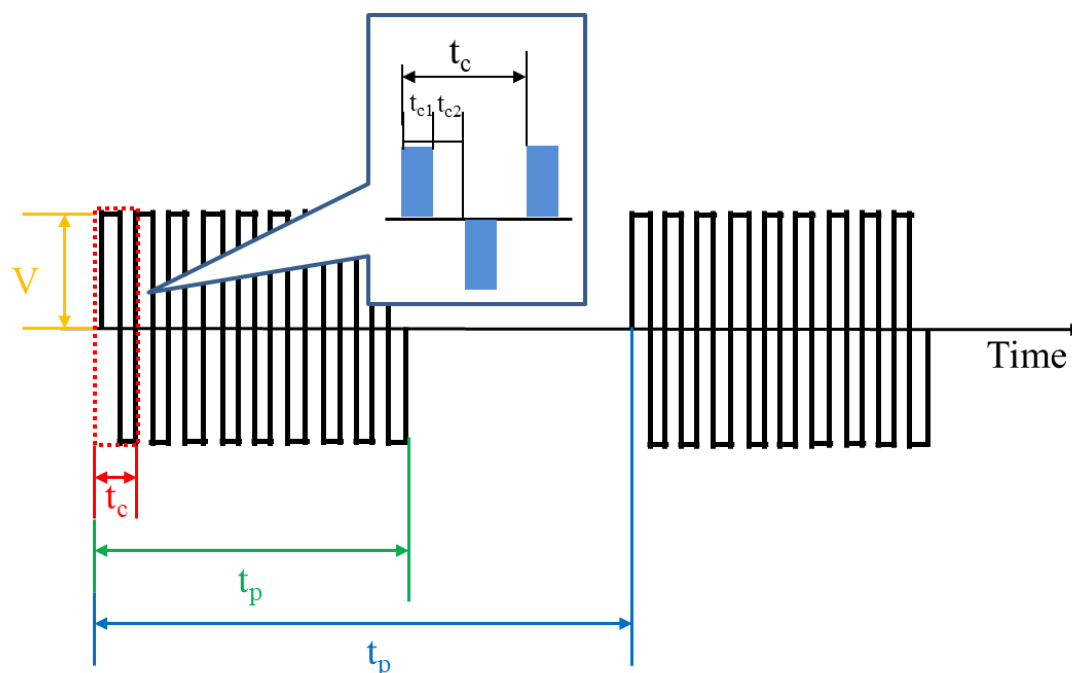


Fig. 1 二相性のバースト変調矩形波

Table 2 刺激パラメーターとその機能

刺激パラメーター	機能	定義
電圧 [V]	刺激強度の調整	V
Carrier 周波数 [Hz]	皮膚インピーダンスの低下	$1/t_c$
Carrier Duty 比 [%]	付与エネルギー量の調整	$t_{c1}/(t_{c1} + t_{c2})$
Burst 周波数 [Hz]	刺激頻度の調整	$1/t_b$
Duty 比 [%]	付与エネルギー量の調整	t_p/t_b

Carrier 周波数は刺激の深度を調整することができ, Burst 周波数は出力の時間長さと頻度を調整することが可能である. Duty 比とは, 刺激 1 周期内の通電時間と休止時間との比率を表し, 電圧調整による刺激波形において, 単位時間当たりの刺激付与エネルギーを調整することができる. 休止時間に対して, 刺激時間が長すぎると筋疲労を起こしやすいとされている^[45].

周波数については, 随意運動の発現時に近い筋収縮を引き起こす場合, 単発の刺激パルスではなく, パルスを反復刺激する必要があるが, 電気刺激の目的や刺

刺激対象の筋によって適切な値は異なる。皮膚の電気的特性から、痛みのない筋収縮を誘発するためには高周波の電気刺激が望ましいが、1kHz 以上になると筋収縮を生じない。この原因は、神経・筋の活動電位持続時間が約 1 ms であることから、1kHz 以上の周波数による刺激では、神経の不応期に入ってしまうため神経活動が起こらず、運動指令が筋に伝達されないため筋収縮が誘発されないためである。一方で、20Hz より低い低周波数では筋疲労が起きにくい、強い筋収縮も起きにくく、30Hz よりも高い周波数では安定した強い筋収縮は起こるが、筋疲労を起しやすいためといった問題がある^[43]。関連研究により **Carrier** 周波数および **Burst** 周波数を調整することで、刺激波形自体の性質を変えることが可能であり、性質の変化に応じて発現する運動に何かしらの影響を与えることが示唆されている^[46]。**Carrier** 周波数においては、Ward らによる **Russian current** 使用時の **Carrier** 周波数の違いによる筋収縮効果の違いを検証した報告がある。Ward らは、低周波成分を周波数 50Hz, **Duty** 比 50% に固定した刺激波形に対し、高周波成分が 1000-2500kHz の時、最大筋収縮が促されやすいことを示した^[47]。駒井らも同様に、断続正弦波を発生させる刺激装置を開発し、指の屈筋への刺激を行い、周波数の違いによる最大把持力の比較を行った。この報告では、高周波数に移行するにつれ把持力が減衰することを示した^[48]。

電気エネルギー量については、電流または電圧とパルス幅の積で定義され、筋収縮を引き起こすためには、ある程度大きいエネルギー量が必要とされる。しかしながら、エネルギー量が大きいと皮膚の電気的特性により痛みを生じる可能性がある。皮膚の電気的特性は、抵抗とコンデンサーの組み合わせによる **CR** 回路で表すことができ、皮膚に直流や低周波数の電気刺激を付与すると皮膚のインピーダンスが高いため生体内の筋に刺激が届かず筋収縮が誘発されない。さらに、筋収縮を促すために刺激強度を上げて痛みを感じる受容器である自由神経終末が刺激され、痛みを伴う筋収縮が誘発されてしまう。そのため、痛みがなく、筋収縮を誘発するためには、エネルギー量の調整だけでは困難である^[43]。

我々のグループの関連研究においても、二相性のバースト変調矩形波を用いて刺激パラメーターに対する筋の応答の様相を調査した。Table3 に示した **Carrier** 周波数を 2000Hz, **Carrier Duty** 比を 80% に固定し、6 種類の **Burst** 周波数と 4 種類の **Duty** 比を組み合わせた 24 種類の刺激パラメーターで全探索を行った。大腿四頭筋を刺激対象とし、筋の等張性収縮により生じる膝の伸展運動時の膝関節の伸展角度を計測した。最大膝伸展角度量が最も大きくなるパラメーターには個人差があるが、全被験者の膝伸展角度量の平均から、最大膝伸展角度量が得られた刺激パラメーターは、**Burst** 周波数が 100Hz, **Duty** 比が 50% であった^[45]。

関連研究の結果を踏まえ、本論文で用いるバースト変調矩形波の刺激パラメーターを決定した。

1.3.2 刺激手法

前項の冒頭でも述べたが、姿勢の制御のための FES 要件は 3 つあり、刺激波形、刺激手法、刺激位置である。本節では、FES の刺激手法について述べる。

刺激手法は大きく分けて 2 種類あり、体内に電極を埋め込む「侵襲型」と皮膚表面に電極を配置する「非侵襲型」がある(Fig. 2)。さらに、体内に電極や装置本体を埋め込む侵襲型 FES には、刺激装置本体と電極を体内に埋め込み、神経や筋に直接電気刺激を付与する「埋め込み電極法」と、電極のみ埋め込む「経皮電極法」がある^[48]。

「埋め込み電極法」は、刺激発生装置や制御装置を肩や腹部に埋め込み、体外に設置したコントローラーからラジオ波（高周波）を用いて、刺激強度や刺激条件を設定し刺激を付与する。「経皮電極法」は、多繊維のリード線を撚り合わせ、螺旋状に巻いたものに絶縁加工を施した電極を用い、皮下注射の針を用いて皮膚を通過し筋に挿入される。侵襲型 FES の電極は、解剖学的な知見に基づき、モーターポイント部位の筋表面や内部、筋線維の近傍や周囲に外科的手法を用いて設置される。Peckham らは、12 チャンネルの埋め込み電極を用いて頸髄損傷四肢麻痺者の上肢運動機能の再建に成功した。その他にも、8 チャンネルの埋め込み電極を用いて、起立動作再建を行った報告などさまざまな研究が行われてきた^[49]。埋め込み電極法は、四肢運動機能の再建以外にも、運動麻痺を起因とした尿失禁などの膀胱治療にも用いられている^[35]。経皮電極法は、埋め込み電極法に比べ、外科的手法が簡易的であるため、比較的扱いやすいという利点がある。Kobetic らは、16 チャンネルの経皮電極を用いて、日常的な歩行の再建を実現し、最長 34m の歩行が確認された^[50]。また、星宮と半田らは 30 チャンネルの多点経皮埋め込み FES を開発し、C4 麻痺患者において手の握り開きだけでなく飲み物を自分で持って飲む動作や、口紅を塗る動作、歯磨きをする動作など、日常生活動作の再建に成功した報告をしている^[51]。

これら侵襲型の長所は、電極の埋め込みによる 3 次元的な電極配置により、電極ごとに特定の筋に直接電気刺激を付与することが可能なことである。一方短所は、機器挿入口となる手術痕の日常的なメンテナンスが必要である点や、発現する関節運動が電極埋め込み手術を行う医師の技量に大きく依存するにも関わらず、電極の容易な着脱や位置の変更ができず、刺激位置の特定が困難な点である。

次に、電極も装置本体も体外に配置する非侵襲な「表面電極法」では、電極は皮下の神経や電気刺激で最も筋収縮が起こりやすい部位と定義されるモーターポイント上の皮膚表面に配置される^[48]。表面電極法の長所は、手術等の必要が

なく、簡便かつ安全に使用できる点である。一方短所は、皮膚表面からの刺激の付与であるため、特定の筋を狙うことや、個別に刺激することは困難であり、目的の手指姿勢の制御に適した刺激位置を特定することが困難な点である。また、面積の大きな電極を使用する場合は、電流密度が小さく、面積が小さければ、電流密度は大きくなり、面積の小さい電極では、痛みや不快感が生じやすい。

特に、近年、電極埋め込み手術が必要ないことや、電極の容易な着脱が可能なことによる刺激位置に変更のしやすさなどから、非侵襲な刺激方法である「表面電極法」を用いた FES に期待が寄せられている。

表面電極法による身体機能の回復の可能性を示す報告は多い。Solomonow らは表面電極と下肢を支える装具 (Louisiana State University Reciprocating Gait Orthosis: LSURGO)を組み合わせた装置を開発し、脊髄損傷による完全対麻痺者の歩行機能再建を行った^[52]。同様に Andrews らは、足関節を固定する装具(ankle foot orthosis: AFO)と表面電極を組み合わせた装置を開発している^[53]。また、日本でもオージー技研製の PULSECURE-PRO を用いて、痙性麻痺者の歩容改善の効果が得られた報告がある^[54]。近年、上肢の身体機能の回復に関して、非侵襲な FES の刺激手法である表面電極法を多電極化した多点表面電気刺激により、複数の筋を同時に刺激することで引き起こされる関節運動によって、複雑な姿勢を発現させる機能の重要性が指摘されている。

Table 3 に各刺激手法についての特徴をまとめた。各項目に対し非常に有用な技術である場合には++を、有用な可能性が示されている場合には+、有用性が高くないまたは、有用な可能性はあるが課題がある場合には-、項目に対し根本的に使用目的が異なっている、有用性が低い、技術的に項目内容を達成していないなどの場合には--を記載した。

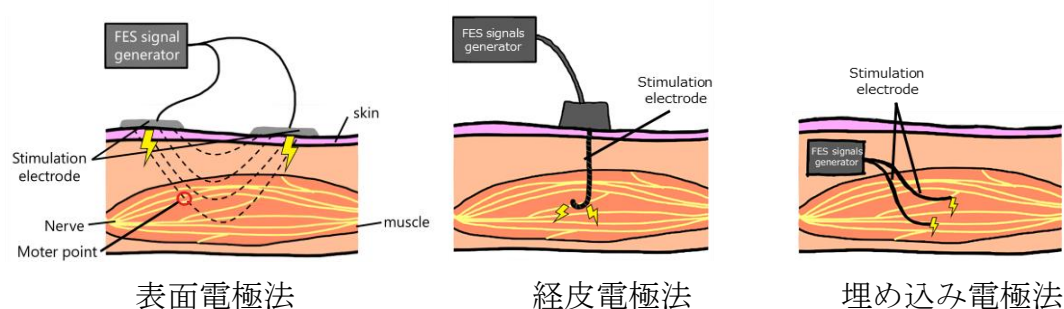


Fig. 2 FES 刺激手法

Table 3 刺激手法ごとの特徴比較

	表面電極法 (非侵襲型 FES)	経皮電極法 (侵襲型 FES)	埋め込み電極法 (侵襲型 FES)
手軽さ	++	—	---
メンテナンスの しやすさ	++	—	—
容易な着脱性	++	—	---
多電極化	++	++	++
刺激位置の 特定のしやすさ	—	—	—
直接筋刺激	---	++	++
電気刺激効果の 持続性	—	— (再手術が必要)	

本論文では、手軽さや着脱性などから表面電極法に着目し、手指姿勢の制御のために多点表面電気刺激をより深めていく技術とすることとした。多点表面電気刺激によって、複雑な姿勢を制御することの重要性が指摘される一方で、手指姿勢の制御には、前腕部の限られた領域に存在する数十本の筋を適切に選択し刺激する必要がある、姿勢の再現性を担保することには困難が伴う。この困難は、従来研究により3つの課題として明らかになっている。次節にてこの課題について詳述する。

1.4 多点表面電気刺激の関連研究と課題

FES は、電気刺激によって筋収縮を伴う関節運動を引き起こし、様々な姿勢を制御する技術の総称であり、古くより幅広い分野でその有用性が述べられてきている。中でも、非侵襲な表面電極法を多電極化した多点表面電気刺激による手指姿勢を制御することの重要性が指摘されている。しかしながら、手指姿勢の制御には、前腕部の限られた領域に存在する数十本の筋を適切に選択し刺激する必要があり、姿勢の再現性を担保することには困難が伴う。この困難は、従来の研究により以下の 3 つの課題として明らかにされている。

1. 電気刺激と発現姿勢の関係が明らかになっていないこと。

表面電気刺激の電流は皮膚や脂肪など様々な要素を介しており、その伝達経路を観測する手段が確立されてはいないことに起因している。

2. 電極の貼り替えによる発現姿勢の再現性の低下が大きいこと。

電極の貼り替えは、電極位置のずれや密着状態の変化、および、生体組織の経時変化などの影響を強く受ける。そのため、都度、刺激電極の探索が必要である。

3. 探索空間が膨大になること。

表面電極の多点化による電極数の増加に伴い、電極群の組み合わせ問題の様相を呈し、探索候補が多くなる等、意図した姿勢を発現させる刺激電極の決定が困難になる。

Nebojša M Malešević らは、16 個の電極を 1 枚のパッドに配置した電極アレイを上腕の背側と腹側にそれぞれ配置し、手指の握りを実現させた。刺激電極位置は、刺激により発現した手指姿勢を評価し、握り姿勢と判定できる姿勢が発現するまで試行錯誤を自動的に繰り返して全走査的に探索する^[59]。Malešević らのシステムは、16 個のアノード電極から、同時に最大 4 個の電極をアクティブな状態に選択することが可能である^[55]。それらの組み合わせによって、目的の関節運動を発現させられる電極パターンを探索する。しかしながら、カソードが手首の腹側に配置する 1 つの電極に固定されており刺激電極パターンの表現自由度は高くない。そのほかにも、上肢を対象とした同様の多点刺激装置の開発は Hai-Peng Wang らによっても報告されており^[56]、歩行補助を目的とした多点刺激装置の開発も Jovana Malešević らによって報告されている^[57]。

従来研究では、これら課題が存在するために、制御可能な姿勢は握り開きなどの単純な姿勢に限定されてきた。また、意図する姿勢を制御する刺激電極位置の探索手法は、全走査探索や逐次的な試行錯誤的方法に留まっており、有用な刺激電極位置の探索手法が確立されていないため、姿勢の制御は介助者の技能に大きく依存してきた。いずれの課題も、刺激位置と発現姿勢の関係を表現する手法が確立されていないため、適切な皮膚表面上の刺激位置を容易に選択できないことに起因している。本論文ではこの課題を“皮膚表面上の刺激位置の選択問題”と表現した。

また、多点表面電気刺激を用いた関連研究に、安定した筋収縮を持続させるためにモーターポイントに追従した刺激を付与する研究がある^[58]。モーターポイントを刺激することで、必要以上に大きなエネルギーを必要とすることなく関節運動を発現させることができる筋収縮を誘発することが可能となり、早期の筋疲労を抑制できるといわれている。しかしながら、肘や膝の曲げ伸ばしなど関節運動による動作の大きい運動を発現させる場合、筋の収縮量も大きくなりモーターポイントが移動する場合がある。この課題に対し我々のグループでは、肘関節の屈曲伸展運動を対象に上腕に 2 チャンネル 4 枚の表面電極による多点表面電気刺激を用いて、時間や関節角度に応じて刺激が出力される電極を変更し、モーターポイントに追従した刺激を実現した。このモーターポイントに追従した刺激によって安定した筋収縮を持続させることができ、モーターポイント追従刺激の有用性を示した^[59]。

表面電気刺激による発現運動に関する関連研究の報告はあり、冗長性のない条件下で被験者の筋骨格系の刺激電圧－関節角度特性を基に、人工神経回路を用いた逆モデル(関節角度－刺激電圧特性)を作成し、運動制御が可能であるという^[60]。さらに、関節角度－刺激電圧特性に冗長性のある場合を対象とし、拘束条件を用いることにより関節角度に対する刺激電圧を一意に定め、人工神経回路を用いた逆モデルを作成し、4 種類の 2 自由度運動に対して刺激パターンを生成でき、おおむね所望の動作再建ができた報告がある^[61]。これらの関連研究では、電気刺激の出力パラメーターと発現する運動の関係をモデル化しており、刺激位置と発現する姿勢の関係を表現した研究はない。

そこで本論文では、多点表面電気刺激を用いて手指姿勢を制御するために、“皮膚表面上の刺激位置の選択問題”を改善することを目的とし、刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法の開発を試みた。

1.5 研究目的

本論文は、機能的電気刺激(Functional electrical stimulation ; FES)を用いて手指姿勢を制御する技術の開発を目的としている。

FES は、電気刺激によって筋収縮を伴う関節運動を引き起こし、様々な姿勢を発現させる技術の総称であり、古くより幅広い分野でその有用性が述べられてきている。中でも、多点表面電気刺激により手指姿勢を発現させる重要性が指摘されている。手指姿勢の制御には、前腕部の限られた領域に存在する数十本の筋を適切に選択し刺激する必要があるが、姿勢の再現性を担保することには困難が伴う。この困難は、刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法が確立されていないため、適切な皮膚表面上の刺激位置を容易に選択できないことに起因している。本論文ではこの課題を“皮膚表面上の刺激位置の選択問題”と表現した。従来研究では、これら課題が存在するために、制御可能な姿勢は握り開きなどの単純な姿勢に限定されてきた。また、意図する手指姿勢を制御する刺激電極位置の探索手法は、全走査探索や逐次的な試行錯誤的方法に留まっており、有用な刺激電極位置の探索手法が確立されていないため、手指姿勢の制御は介助者の技能に大きく依存してきた。

そこで本論文では、手指姿勢を制御する技術として多点表面電気刺激を深めることとし、この技術の課題である“皮膚表面上の刺激位置の選択問題”を改善するために、刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法の開発を試みた。

1.6 論文構成

本論文は全 6 章の構成になっている。

第 1 章は姿勢の発現に用いられる技術や背景について説明し，多点表面電気刺激を用いた手指姿勢の制御における課題について，先行研究を交えながら詳述している．その上で解決すべき問題を提示し，本研究の目的を述べている．

第 2 章では，刺激発生装置と多電極選択装置を組み合わせた多点表面電気刺激システムの構成について述べている．

第 3 章は，刺激位置と発現姿勢の関係の表現方法について，その理論と手法を提案している．関係を表現するために，刺激位置と発現姿勢を表現する空間の定義を行った．発現姿勢を，手指姿勢を手指の関節角度を要素とするベクトルで表現する“発現姿勢空間”と定義した．刺激位置は，個々の電極を自由に選択することで表現できる様々な刺激電極パターンを，刺激の極性を要素としてベクトルで表現する“刺激電極空間”と定義した．“刺激電極空間”は 3 種類用意し，25 次元のベクトルで刺激電極パターンの刺激開始時の電極の極性で表記した“極性表記”，極性に関係なく刺激の ON/OFF で表記した“ON/OFF 表記”と，4 次元のベクトルで刺激電極パターンの重心座標を表記した“座標表記”とした．“発現姿勢空間”には 2 種類用意し，手指姿勢を関節角度そのものを用いて 11 次元のベクトルで表記した“関節表記”と，計測した手指姿勢の関節角度を主成分分析し得られた主成分スコアを利用しベクトルで表記した“主成分スコア表記”とした．これらの空間を入出力とするニューラルネットワークを用いて関係の表現を試みた．関係の表現には，刺激電極パターンから手指姿勢を導出する“Forward model(Foward model)”と入出力関係を逆にした“Inverse model(I model)”を提案した．Foward model は，手指姿勢に紐付いた刺激電極パターンを導出する Look up table を構築することを目的としている．また，I model は Foward model によって導出された刺激電極パターンと手指姿勢を入出力として用いる．これにより，Foward model よりもロバスト性の高い刺激電極パターンと姿勢の導出を目的としている．

第 4 章は，実験の構成と実験系について述べている．本実験では，直径 32mm の円形ジェル状貼付電極を左前腕に 5×5 に配置し，合計 25 枚使用した．その中から，2×2 の 4 枚を等電位とした 4 対 4 全刺激電極パターン走査刺激による 125 パターンの電気刺激を付与し，それによって発現する手指姿勢を Cyber glove で計測した．電気刺激は，1 秒ごとに ON，OFF を繰り返すものとし，被験者は立位姿勢において，付与される刺激電極パターンが不明の状態です，実験間の休憩を 10 分と設定し 1 日に 5 回全走査探索実験を行った．

第5章では、第3章で述べた刺激位置と発現姿勢の関係表現より得られた成果を示した。得られた成果は4種類である。1つ目に、関係表現に適した入出力表記が極性表記と関節表記であることを特定した。2つ目に、関係表現に適した表記を用いて構築した **Foward model** によって導出した **Look up table** により、関係表現が姿勢に対し刺激電極パターンに競合のない2部グラフとして表記できることを示した。2つ目に、複数の使用者に対して全走査や逐次的な試行錯誤による刺激位置探索なしに、特定の手指姿勢を発現させることができるロバストな刺激電極パターンを5種類特定した。これにより、関係表現に基づく高効率な刺激位置探索手法が確立できた。3つ目に、ニューラルネットワークの重みから、手指関節に強い影響を及ぼす多点表面電極空間内の刺激電極を特定することに成功した。これにより、グー・チョキ・パーやサムズアップなどの、特徴的な形状の手指姿勢を発現させる刺激電極パターンを導出することができた。

第6章では、結論と今後の課題が述べられている。本論文により、刺激位置と発現姿勢の関係の表現方法の開発に成功した。これにより、手指姿勢の制御における課題を改善し、多点表面電気刺激による手指姿勢の制御が可能であると結論づけた。今後の展望では、開発した関係表現の性能を向上させより多くのユニバーサルな刺激電極パターンと手指姿勢の導出を目指すことと、麻痺者に対応した関係表現を開発していくことと述べた。

第 2 章

多点表面電気刺激システム

1.22.1 はじめに

2.2 FES signals generator

2.3 FES selector device

2.1 はじめに

本論文では、手指姿勢を制御するために多点表面電気刺激を深めていく技術とし、1.3.1 項で述べた刺激波形の発生装置である“FES signals generator”に、刺激電極の選択パターンを自由に切り替えることができる多点電極選択装置“FES Selector device”を組み込んだ多点表面電気刺激システムを開発した。

Fig. 3 に多点表面電気刺激システムの全体概要図を示した。多点表面電気刺激システムでは、FES signals generator で生成された刺激波形が FES Selector device に入力され、FES Selector device によって設定された電極に出力される。出力された電気刺激によって発現した姿勢を Cyber glove で計測し記録する。

本章では、本論文で用いた刺激波形と多点表面電気刺激システムについて詳述する。

まず 2.2 節では、刺激発生装置“FES signals generator”について述べる。

次に 2.3 節では、多点電極選択装置“FES Selector device”について述べる。

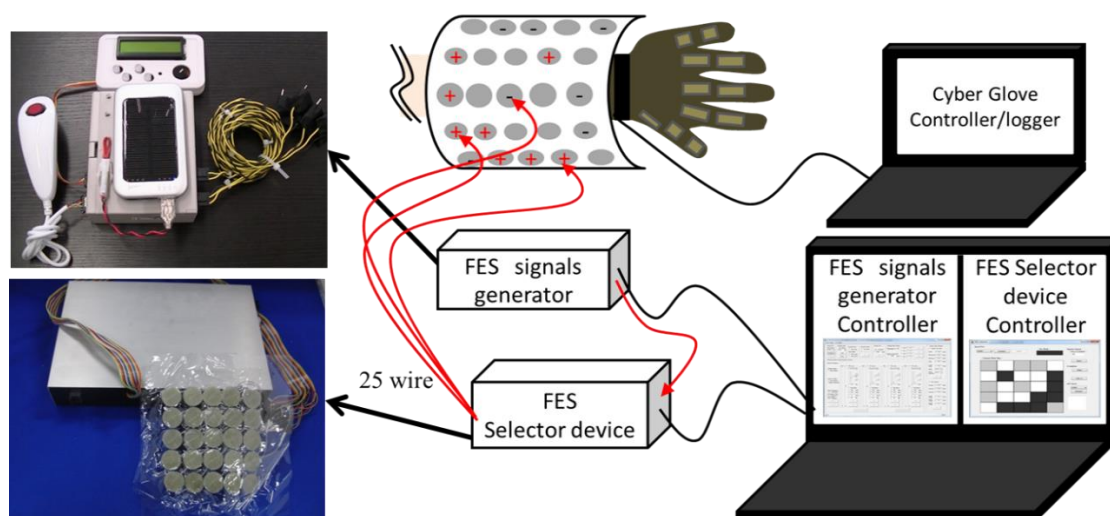


Fig. 3 多点表面電気刺激システムの全体概要図

2.2 FES signals generator

本節では，1.3.1 項で述べた刺激波形である二相性のバースト変調矩形波を生成する刺激発生装置“FES signals generator”について述べる．本装置は我々のグループの先行研究で開発が進められてきた^[45-46]．FES signals generator の外観図を Fig. 4 に示した．



Fig. 4 FES signals generator の外観図

FES signals generator は，外部から接続したパソコンまたはコントローラーを用いて

で示した刺激波形を構成する刺激パラメーターの設定情報をシリアル通信でマイコンに送信する．マイコンで受信した刺激波形の設定情報に従い，電圧調整回路や刺激生成回路へ命令を送り，刺激波形を生成する．FES signals generator は最大 4 チャンネルの出力が可能であり，高周波成分の Carrier 周波数と Carrier Duty 比を除いてチャンネルごとに独立に設定が可能である．FES signals generator のシステム概要図を Fig. 5 に示した．また，本装置で出力するバースト変調矩形波の調整可能な刺激パラメーターの調整範囲をエラー！参照元が見つかりませ

ん。に示した.

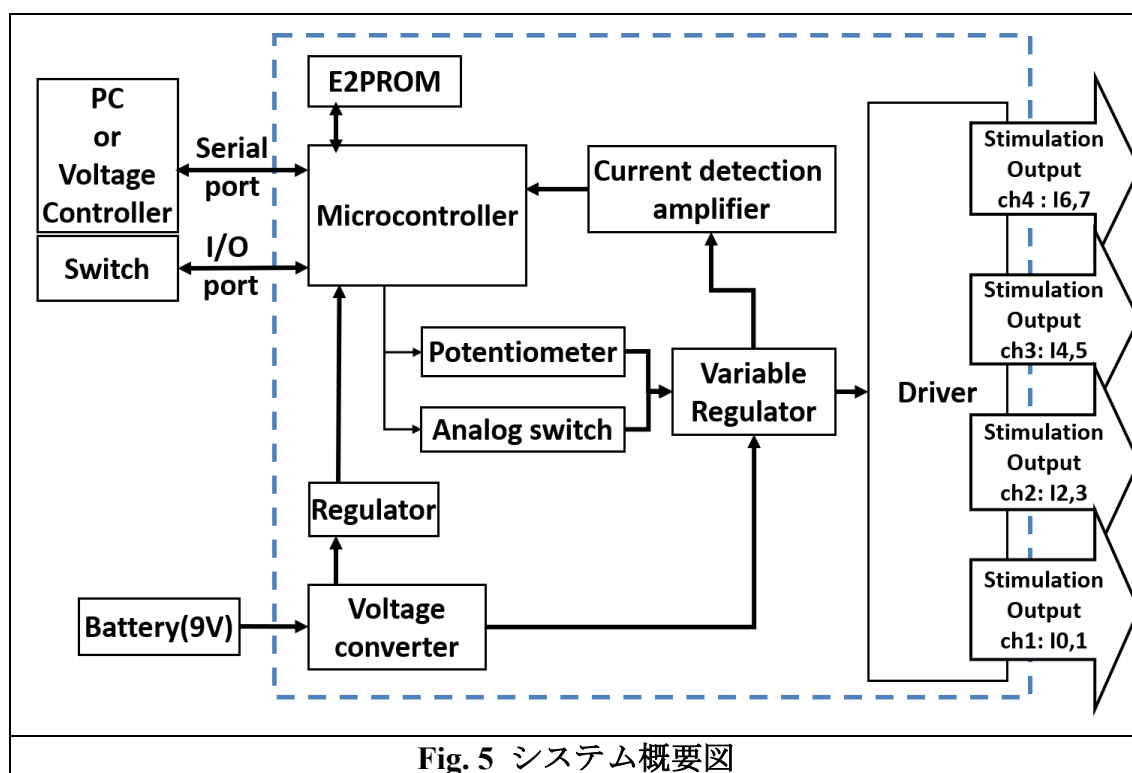


Table 4 バースト変調矩形波の調整可能な刺激パラメーターの調整範囲

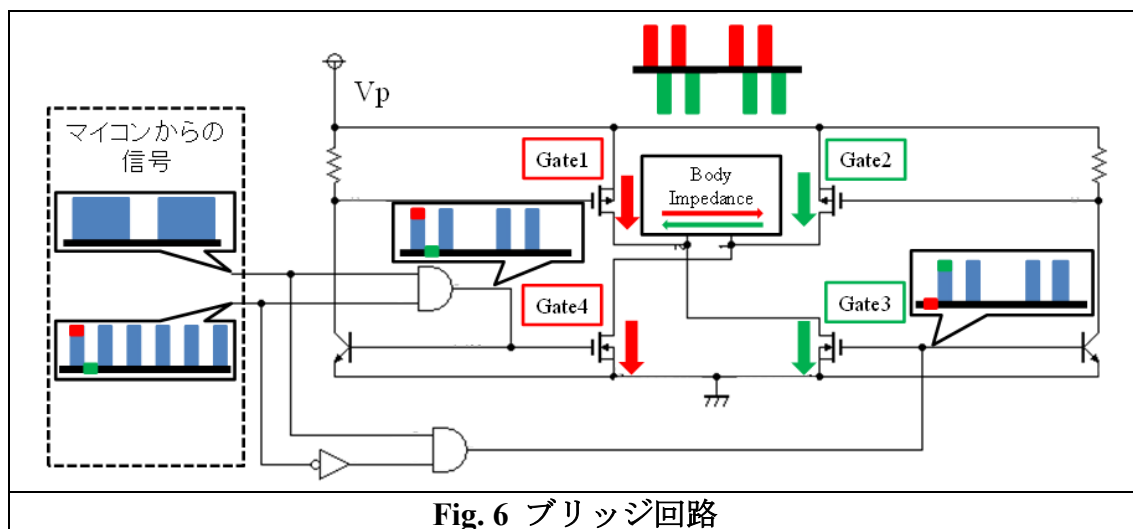
刺激パラメーター	定義	調整範囲
出力電圧 [V]	-	0-90
出力チャンネル数	-	4
Carrier 周波数 [Hz]	$1/t_c$	1000-8000
Carrier Duty [%]	$t_{c1}/(t_{c1} + t_{c2})$	1-100
Burst 周波数 [Hz]	$1/t_b$	1-200
Duty [%]	t_p/t_b	1-100

バースト変調矩形波の Carrier 波は、マイコンに備わっている 16MHz の内部タイマーを用いて生成し、Carrier 波を変調する Burst 波は、Hブリッジ回路とマイコンからの信号を用いて生成する。

Carrier 波の出力に用いるマイコンの内部タイマーのカウント数から、Carrier 周波数の周期分のカウント数 f を2分割した値がそれぞれ正と負のパルスのカウントに割り当てられる。次に、Burst 波を生成するタイマーのカウント数の中で、刺激を行う時間の割合を Duty 比として、その割合に応じたカウントをパルスに

割り当てる.

H ブリッジ回路による二相性波形の生成過程を Fig. 6 に示した. 二相性波形は, 刺激電圧を V_p に入力し, Carrier 周波数と Burst 周波数の信号の論理積によって生成された信号を, カウント数 $f/2$ ごとに Gate1 と Gate4 に信号を入力する正側と, Gate2 と Gate3 に信号を入力する負側の 2 パターンを切り替えて生成する. この回路をチャンネルごとに用意することで, Carrier 成分を除いて独立に設定できる 4 チャンネルの出力が可能となった^[45].



2.3 FES selector device

本節では，前節で述べた FES signals generator で生成された二相性のバースト変調矩形波を入力とし，多点電極への出力を行う多点電極選択装置“FES selector device”について述べる．

FES selector device の外観図を Fig. 7 に示した．はじめに，FES selector device の回路設計について述べる．FES selector device の機能の要件は，各電極の状態が他の電極状態によらず独立に制御可能なことである．これを実現するために，FES selector device は入力を選択できる選択モジュールとそれを制御する制御信号生成モジュールから構成されている．選択モジュールは，電極ごとに実装されており，これにより入力と出力を任意に組み合わせることが可能となっている．Fig. 8 に各モジュールの詳細図を示した．



Fig. 7 FES selector device の外観図

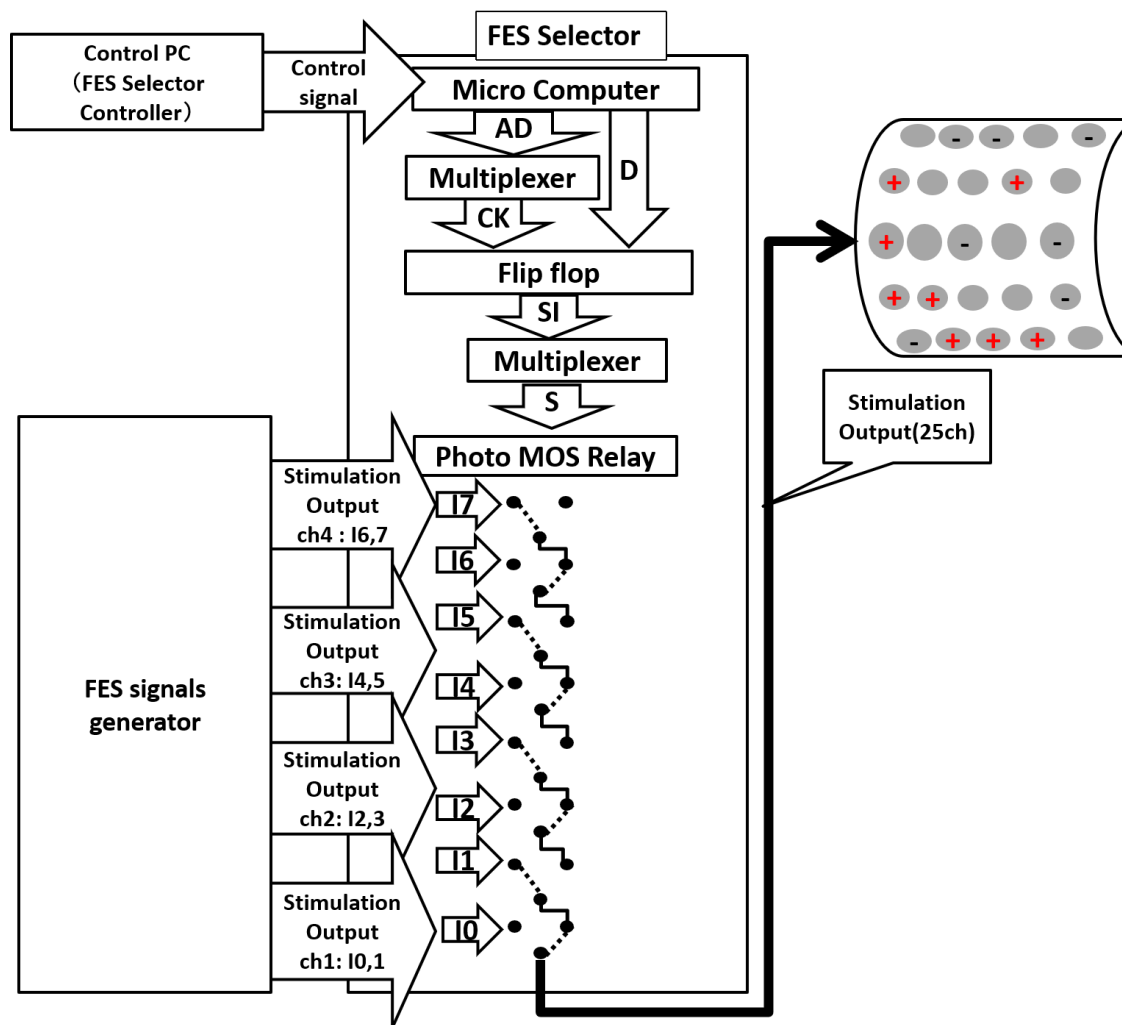


Fig. 8 モジュールの詳細図

FES selector device への入力数 (FES signals generator からの出力数) を n , FES selector device からの出力数 (電極数) を N とする. 制御信号生成モジュールは, マルチプレクサとフリップフロップ回路で構成され, 選択モジュールごとに n ビットの制御信号 (S) を生成する. 選択モジュールは, カスケード接続された n 個のリレーから構成されており, 各リレーは FES signals generator の各出力に接続されている. 各リレーの状態は上記の制御信号に応じて変化し, これにより, 選択モジュールに対応した電極への入力が決定的される. 2.2 節でも示した通り, FES signals generator は最大 4 チャンネルの出力を持ち, 各チャンネルからは, 常時極性が入れ替わる 2 つの出力 ($I0, I1$ ペア ~ $I6, I7$ ペア) が出ている. 選択モジュールの内部では, フォト MOS リレーが Fig.7 のようにカスケード接続されている. これにより, 1 つの電極に対するリレー接続部を電気刺激出力にすべてにおいて一列につなげる構造となり, チャンネル間のショートを防ぐ構造にし

ている。

次に、FES selector device の制御 GUI について述べる。制御 GUI の特徴は、刺激電極パターンを任意に選択できる点である。Fig. 9 に電極配置が 5×5 の制御 GUI 画面を示した。各マスが Fig. 7 の各小型の円形ジェル状貼付電極に対応している。初期状態では、どの電極も出力には接続されておらず、GUI 上では白いマスが、5×5 で表示されている。Fig. 9 は電極配置が 5×5 で、FES signals generator の 1 チャンネルからの出力を FES selector device の入力として受け取っている場合の刺激電極パターンの選択例を示した。薄いグレーで示されている電極と濃いグレーで示されている電極がそれぞれ Fig. 8 の I0 と I1 に接続されている。白いマスは、上記の初期状態の説明同様、出力に接続されておらず、刺激波形が入力されない電極を表す^[62-63]。

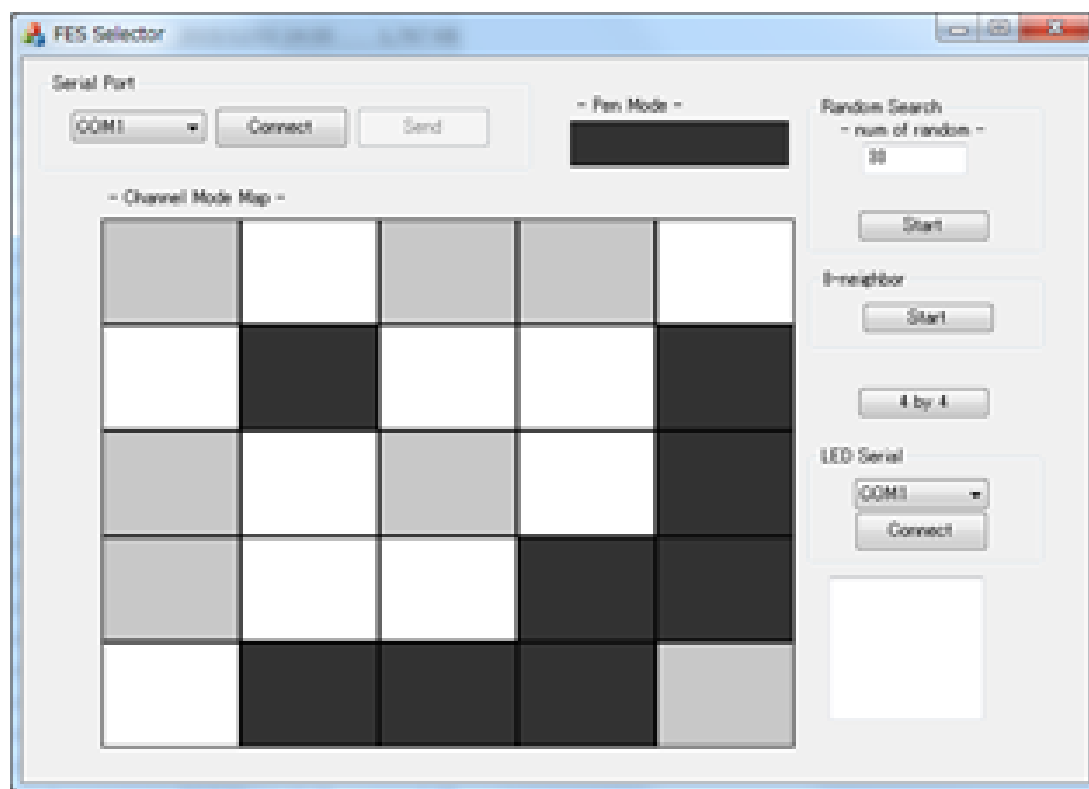


Fig. 9 FES selector device 制御 GUI 画面

以上が FES selector device により任意の刺激電極パターンを生成する仕組みである。FES selector device で生成可能な刺激電極パターン数は、 $(n + 1)^N$ となる。例えば、1 電極につき、FES signals generator からの出力 4 チャンネルの中からどのチャンネルに接続するかを選択する場合を例にあげる。FES signals generator の各チャンネルにつき I0, I1 ペアから I6, I7 ペアのいずれかのペアか

らの 2 つの出力が FES selector device への入力となり， n は 8 になる．それに加えて出力なしの状態があるので，1 つの電極がとりうる状態は合計 9 種類となる．これが 25 電極あった場合，FES selector device によって作成可能な総刺激電極パターンは 9^{25} と膨大な数となる．

第 3 章

電気刺激位置と発現姿勢の 関係表現手法の提案

- 3.1 はじめに
- 3.2 ANN 入出力空間の定義
- 3.3 ANN 入出力ベクトルの表現
- 3.4 刺激電極パターンから手指姿勢を導出する Forward model
- 3.5 手指姿勢から刺激電極パターンを導出する Inverse model

3.1 はじめに

本論文は、多点表面電気刺激を用いて手指姿勢を制御する技術の開発を目的としている。多点表面電気刺激による手指姿勢の制御には、適切な皮膚表面上の刺激位置を容易に選択できない“皮膚表面上の刺激位置の選択問題”という課題が存在している。そこで、本論文ではこの課題を解決するために、刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法の開発を試みた。

本章では、刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法として、人工ニューラルネットワーク（ANN）を用いたアプローチについて述べる。

Fig. 10 に ANN の役割の概念図を示した。1.4 節でも示した通り、表面電気刺激の電流は皮膚や脂肪など様々な要素を介しており、その伝達経路を観測する手段が確立されていないため、電気刺激と発現する手指姿勢の関係が明らかになっていない。本論文では、電極から姿勢の発現に至るまでの間のそれぞれの要素の関係を解明するのではなく、それらの関係をブラックボックスであるとして、FES Selector device で選択した電極のパターンと発現する手指姿勢を入出力とする ANN によって関係を表現することを試みた。ANN は、個々の要因や部分からは全体が明らかにできなく相互に関連する複数の要素が合わさって全体として何らかの性質を見せる複雑系において、相互の関係を入出力関係で表現することが可能なツールであるため採用した。また、刺激位置の特定は介助者の技能に大きく影響を受け、かつ、言語で技能の伝達をすることが難しく、すべての介助者を一律の技能レベルにすることが困難である。そのため、技能の部分を ANN などの精度が保証された機械によって代替えることで、技能の一律化につながると考えた。

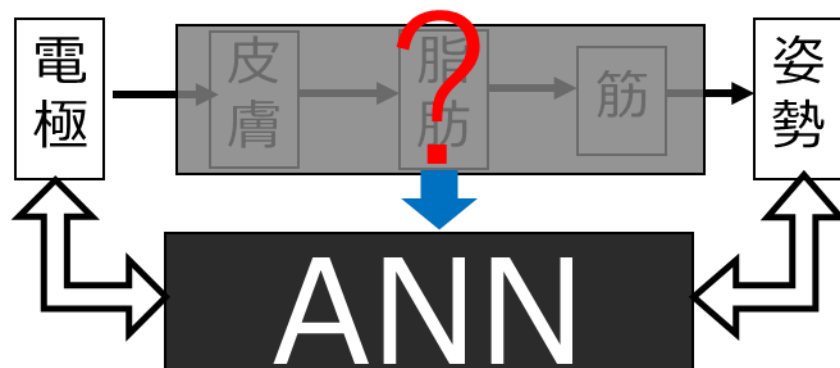


Fig. 10 ANN の役割の概念図

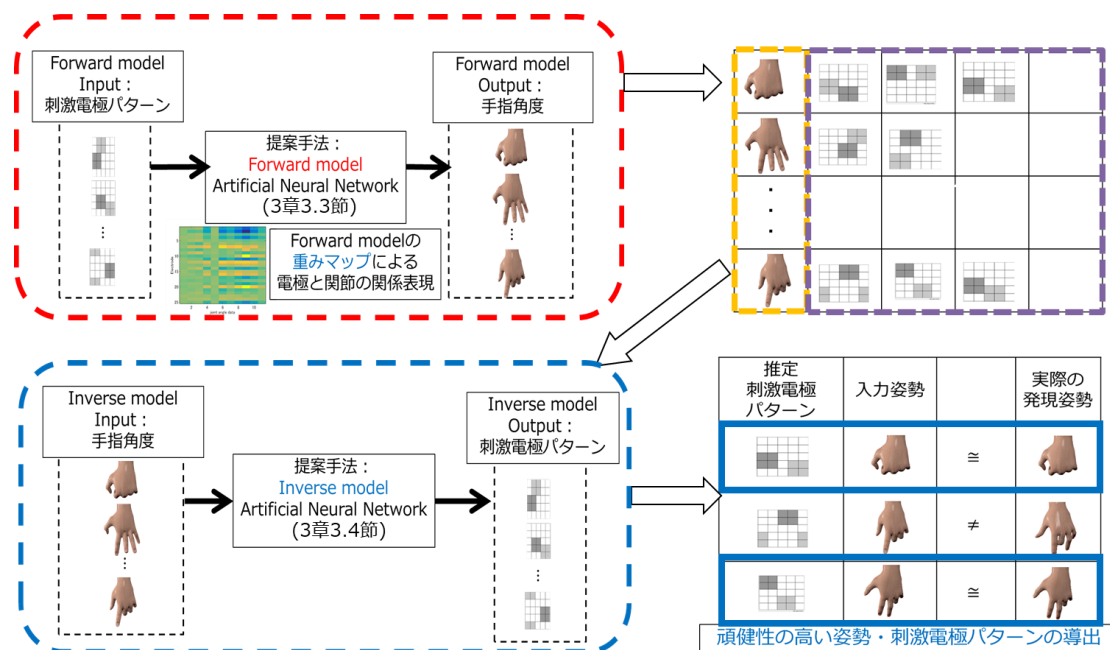


Fig. 11 Forward model と Inverse model の全体の概念図

3.2 節では、関係を表現するための、刺激位置と発現姿勢を表現する空間の定義と表現方法を述べる。これらの空間を入出力とするニューラルネットワークを用いて関係の表現を試みた。

3.3 節では、刺激電極パターンから手指姿勢を導出する“Forward model”による関係の表現について述べる。Forward model は、手指姿勢に紐付いた刺激電極パターンを導出する Look up table を構築することを目的としている。

3.4 節では、Forward model と入出力関係を逆にした“Inverse model(I model)”による関係の表現について述べる。I model は Forward model によって導出された刺激電極パターンと手指姿勢を入出力として用いる。これにより、Forward model よりもロバスト性の高い刺激電極パターンと姿勢の導出を目的としている。

3.2 ANN 入出力空間の定義

3.2.1 刺激電極空間

刺激位置は、個々の電極を自由に選択することで表現できる様々な刺激電極パターンを、刺激の極性を要素としてベクトルで表現する“刺激電極空間”と定義した。

2.3 節で述べた FES selector device を用いて、格子状に配置した小型の円形ジェル状貼付電極の中から等電位にする電極を選択し、刺激電極パターンを生成した。本論文では、5×5 の格子状に配置した全電極の中から 2×2 の 4 枚を等電位とした電極群とそれと対となる 2×2 の等電位の電極群を 1 つの刺激電極パターンとして選択し、5×5 の多点表面電極空間内の 4 対 4 全刺激電極パターン走査刺激を行った。刺激電極パターンの選択例を Fig. 12 に示した。Fig. 12 は、Fig. 9 の電極に対応しているマス部分のみを抜き出しており、各マスが小型の円形ジェル状貼付電極に対応している。Fig. 12 で表現されている刺激電極パターンは、赤色で選択された 2×2 マスを電極 A 群、青色で選択された 2×2 マスを電極 B 群として選択し、A 群、B 群は等電位の電極対になっている。Fig. 12 で示した例のような 2×2 マス同士の電極群対を 1 つの刺激電極パターンとした。

1	2	3	4	5
6	7	8	9	10
11	12	13	14	15
16	17	18	19	20
21	22	23	24	25

Fig. 12 刺激電極パターンの選択例

FES selector device からの出力数（電極数）を N とし、時刻 t における刺激電極パターンを N 次元列ベクトル \mathbf{x}_t で次式のように表す．

$$\mathbf{x}_t = \begin{pmatrix} x_{t1} \\ x_{t2} \\ \vdots \\ x_{tN} \end{pmatrix} \quad (1)$$

x_{ti} は、 i 番目の電極の状態を表し、FES signals generator からの出力 I0, I1 について、I0 に接続されている場合は 1, I1 に接続されている場合は -1, どちらにも接続されていない場合は 0 と表現する．本稿では、使用した刺激出力は 1ch のみなので、I2~I7 については省略する．

最後の刺激電極パターンでの計測時刻を T としたときの総刺激電極パターン X を

$$X = (\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2, \dots, \mathbf{x}_T) \quad (2)$$

と表す．

“刺激電極空間”は 3 種類用意し、25 次元のベクトルで刺激電極パターンの刺激開始時の電極の極性で表記した“極性表記”，極性に関係なく刺激の ON/OFF で表記した“ON/OFF 表記”と、4 次元のベクトルで刺激電極パターンの重心座標を表記した“座標表記”とした．各表記について、電極パターン \mathbf{x} に基づき ANN の入力ベクトル \mathbf{p} を定義した．

・極性表記

特に変換を施さず次式で定義した．

$$\mathbf{p} = \mathbf{x} \quad (5)$$

極性表記では 5×5 の格子状に配置した 25 枚の電極を、(1)式に従い 25 次元のベクトルで表現した． 2×2 の 4 枚を等電位とした電極群を 2 群選択し、それぞれの電極状態を、一方の電極群を 1 で、もう一方の電極群を -1 で表現し、それ以外の電極の電極状態を 0 で表現した．

本論文で使用する刺激波形は二相性のバースト変調矩形波(1.3.1 項)であるため極性は意味をなさない可能性もあるが、刺激開始時の極性が発現姿勢に何かしらの影響を与える可能性もあると考えた．

・重心座標表記

前述の I0, I1 に接続されている電極をそれぞれ電極 A 群, 電極 B 群とし, それぞれの群の重心座標をベクトルで表した.

電極 i の座標を $\mathbf{r}_i = (r_{u1i}, r_{u2i})^T$ と表し, 各電極群の重心座標を (6) 式, (7) 式のように計算する. N_A, N_B はそれぞれの電極群に属する電極の数を示している.

$$\bar{\mathbf{r}}_A = \frac{1}{N_A} \sum_{i=1}^N \mathbf{r}_i |_{x_i=1} \quad (6)$$

$$\bar{\mathbf{r}}_B = \frac{1}{N_B} \sum_{i=1}^N \mathbf{r}_i |_{x_i=-1} \quad (7)$$

こうして得られた $\bar{\mathbf{r}}_A, \bar{\mathbf{r}}_B$ から, 入力ベクトル \mathbf{p} を次のように定義する.

$$\mathbf{p} = \begin{pmatrix} \bar{\mathbf{r}}_A \\ \bar{\mathbf{r}}_B \end{pmatrix} \quad (8)$$

座標表記では, 刺激は個々の電極から出力されるが, 刺激自体はパターンで刺激され, 個々の電極情報よりも座標の中心に意味がある可能性があると考えた.

・ON/OFF 表記

ON/OFF 表記は, 極性表記同様, 特に変換を施さず次式で定義した.

$$\mathbf{p} = |\mathbf{x}| \quad (9)$$

2×2 の 4 枚を等電位とした電極群を 2 群選択し, 両電極群の電極状態を 1 で表現し, それ以外の電極の電極状態を 0 で表現した.

Fig. 12 に示した刺激電極パターン例を, 極性表記および座標表記で表現した場合を Fig. 13 に示した. ON/OFF 表記は, 極性表記をすべて 1 で表記したものである. ON/OFF 表記では, 極性表記とは反対に二相性矩形波なので, 電位の正負が意味をなさない可能性があると考えた.

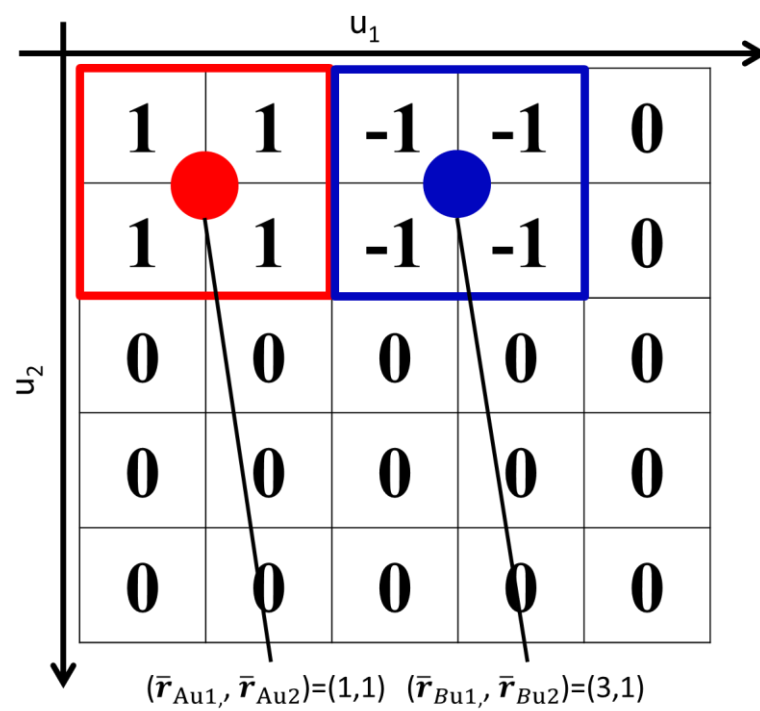


Fig. 13 刺激電極パターン表記例

3.2.2 発現姿勢空間

発現姿勢を，手指姿勢を手指の関節角度を要素とするベクトルで表現する“発現姿勢空間”と定義した．関節角度は，各関節の初期姿勢からの屈曲・伸展角度とした．対象とした手指関節は，母指の中手根関節(Carpometacarpal joint of thumb; CM)，第 1 指中手根関節(Metacarpophalangeal joint of thumb; MP)，指節間関節(Interphalangeal joint; IP)，示指・中指・薬指・小指の中手指節(Metacarpophalangeal joint; MP)，近位指節間関節(Proximal interphalangeal joint; PIP)，遠位指節間関節(Distal interphalangeal joint; DIP)の 11 関節とした．Fig. 14 に関節角度の計測部位と Cyber glove を示した．

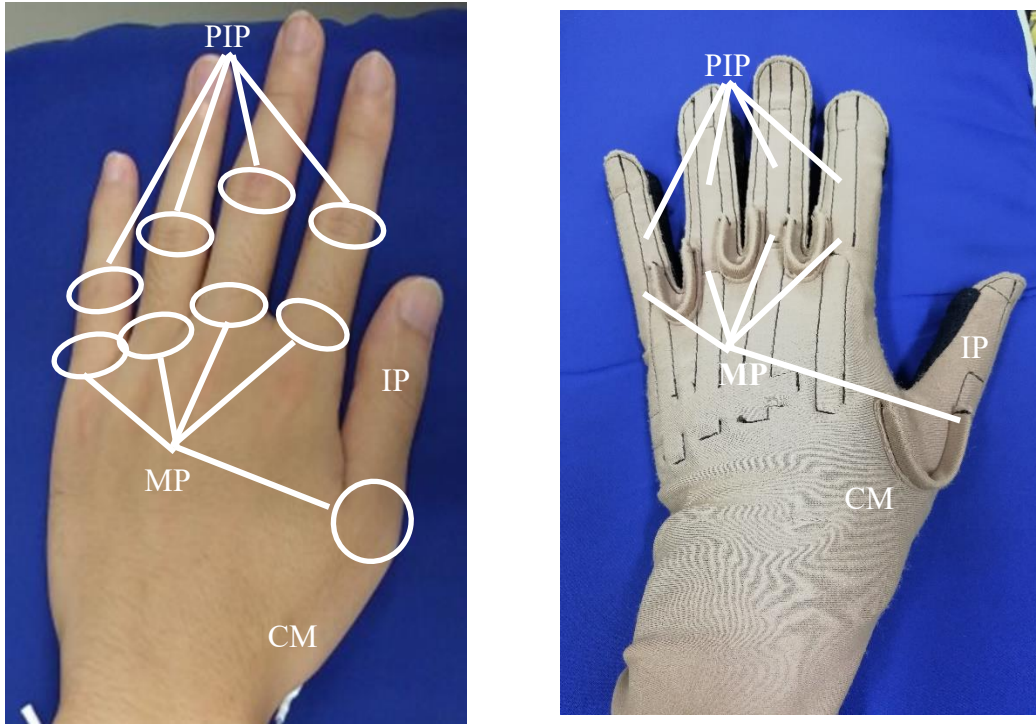


Fig. 14 発現姿勢空間

測定対象の手指関節の数を M として，刺激電極パターン \mathbf{x}_t によって発現する手指姿勢の関節角度パターンを M 次元列ベクトル \mathbf{y}_t で次式のように表す．

$$\mathbf{y}_t = \begin{pmatrix} y_{t1} \\ y_{t2} \\ \vdots \\ y_{tM} \end{pmatrix} \quad (3)$$

y_{tk} は、刺激電極パターン \mathbf{x}_t によって発現する k 番目の関節角度の状態である。そして、刺激電極パターン X に対応する総関節角度の状態を、

$$Y = (\mathbf{y}_1, \mathbf{y}_2, \dots, \mathbf{y}_T) \quad (4)$$

と示す。

“発現姿勢空間”には2種類用意し、手指姿勢を関節角度そのものを用いて11次元のベクトルで表記した“関節表記”と、計測した手指姿勢の関節角度を主成分分析し得られた主成分スコアを利用しベクトルで表記した“主成分スコア表記”とした。各表記について、関節角度 \mathbf{y} に基づきANNの出力ベクトル \mathbf{q} を定義した。

・ 関節角度

特に変換を施さず次式で定義する。

$$\mathbf{q} = \mathbf{y} \quad (10)$$

・ 主成分スコア

主成分分析によって得られる変換行列を A としたときの主成分スコアから

$$\mathbf{q} = (\mathbf{y} - \bar{\mathbf{y}})A \quad (11)$$

と計算したものとする。

$$\bar{\mathbf{y}} = (\bar{y}_1 \cdots \bar{y}_M) \quad (12)$$

$$\bar{y}_k = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T y_{tk} \quad (13)$$

本論文では手指姿勢を11関節分のデータを使用して表現している。しかしながら、計測した11関節の中には本論文で使用した125種類の刺激電極パターンによって発現した姿勢を表現するのにあまり重要でない関節が含まれている可能性もあると考えた。そこで、発現した姿勢を表現するために重要な次元までデータを圧縮することを考え、関節角度を主成分分析して得られる主成分得点を累積寄与率が90%に達した次元数分のベクトルで表現した。主成分スコア表記は、被験者ごとに異なる。

3.3 刺激電極パターンから手指姿勢を 導出する Forward model

本論文は、多点表面電気刺激を用いて手指姿勢を制御する技術の開発を目的としているが、刺激位置と発現する運動の関係の表現方法が確立されていないことに起因する、皮膚表面上の刺激位置選択問題の課題がある。

そこで本論文では、ANN を用いた刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する方法の開発を試みた。本節では刺激電極パターンから手指姿勢を導出する Forward model の構造と処理の流れを説明する。

Foward model は、入力に刺激電極パターン、出力に様々な刺激電極パターンで発現した手指姿勢の関節角度データを用いた、3 層のネットワーク構造になっている(Fig. 15)。活性化関数に正接シグモイド関数を用い、線形出力を持つ構造とした。Fig. 15 で示した ANN の構造に用いた各記号の意味はで

Table 5 で示した。学習は、レーベンバーグ・マルカート法に基づく誤差逆伝播法 (Backpropagation: BP) を行った。Foward model によって刺激電極パターンから推定した手指姿勢をクラスタリングすることで、刺激電極パターンと手指姿勢の関係を ANN で写像した結果を用いたクラスタリングが可能になった。これにより、刺激電極パターンに対応する手指姿勢の導出をした。また、ANN の重みから各刺激電極と対応関係のある関節を特定することが可能である。

ANN の教師データの入出力には 3.2 項で示した 3 種類の刺激電極パターン表記と 2 種類の手指姿勢表記を用いた。入出力にそれぞれの表記用いて Foward model を作成し、刺激電極と発現姿勢の関係表現に適した入出力表現の検証を行った。ANN を表現するために適した入出力表現の検証結果については 5 章で詳述する。

Foward model のネットワーク全体の関数は、

$$y_t(x_t, \mathbf{w}) = \sigma \left(\sum_{k=1}^M w_{tkj}^{(2)} h \left(\sum_{j=1}^D w_{jti}^{(1)} x_{ti} + w_{j0}^{(1)} \right) + w_{k0}^{(2)} \right) \quad (14)$$

と表せる。

ここで、 $j = 1, \dots, D$ と $k = 1, \dots, M$ であり、 M は出力の総数を意味する。上付きのかっこの数字はネットワークの層を示し、 $w_{jti}^{(1)}$ を重みパラメータ (weight

parameter)と呼び、 $w_{j0}^{(1)}$ をバイアスパラメータ(bias parameter)とよぶ。

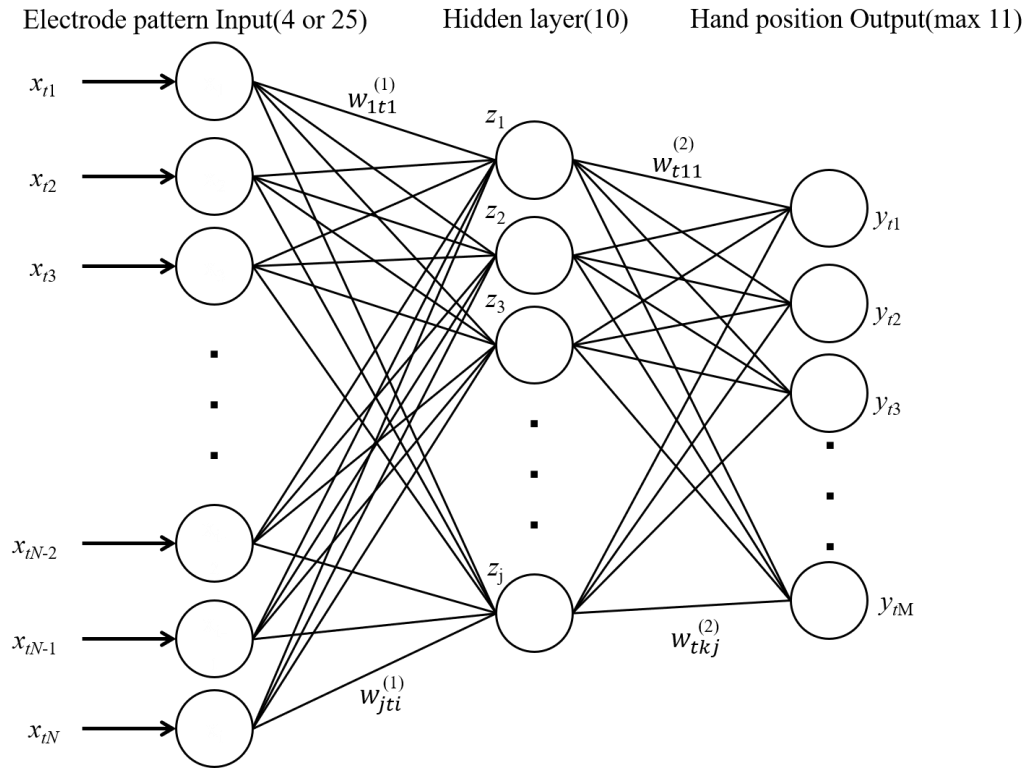


Fig. 15 Forward model のネットワーク構造

Table 5 Forward model の表記説明

N	電極数(入力層ユニット数(4 or 25))
M	関節数(出力層ユニット数(11))
D	中間層ユニット数(10)
i	電極番号
k	関節番号
j	中間層ユニット番号
x_{ti}	入力ベクトル(刺激電極パターン)
z_j	中間ベクトル
y_{tk}	出力ベクトル(関節角度)
$w_{jti}^{(1)}$	第 1 層重み
$w_{tkj}^{(2)}$	第 2 層重み

Fig. 16 に提案する多点表面電気刺激システムおよび刺激電極パターンから手指姿勢を導出する Forward model の全体像を示した。緑の点線で囲んだ部分は多点表面電気刺激システム、赤い点線で囲んだ部分は様々な刺激電極パターンを入力都市、それらの刺激電極パターンによる電気刺激によって発現する手指姿勢の関節角度データを出力として構築する Forward model を示している。赤い点線内で示した ANN を用いた Forward model の構築のために、FES Selector device で作成した刺激電極パターンと Cyber glove で計測した手指関節角度をそれぞれ、3.2 節で示した刺激電極パターン表記と手指姿勢表記にする前処理を行った

刺激電極パターンを入力とし発現した手指姿勢を導出する Forward model による刺激電極パターンと手指姿勢の関係表現により、ANN の重みに基づく刺激電極パターン空間内の個々の電極と関係の強い関節を明らかにすることが可能となると考えられる。

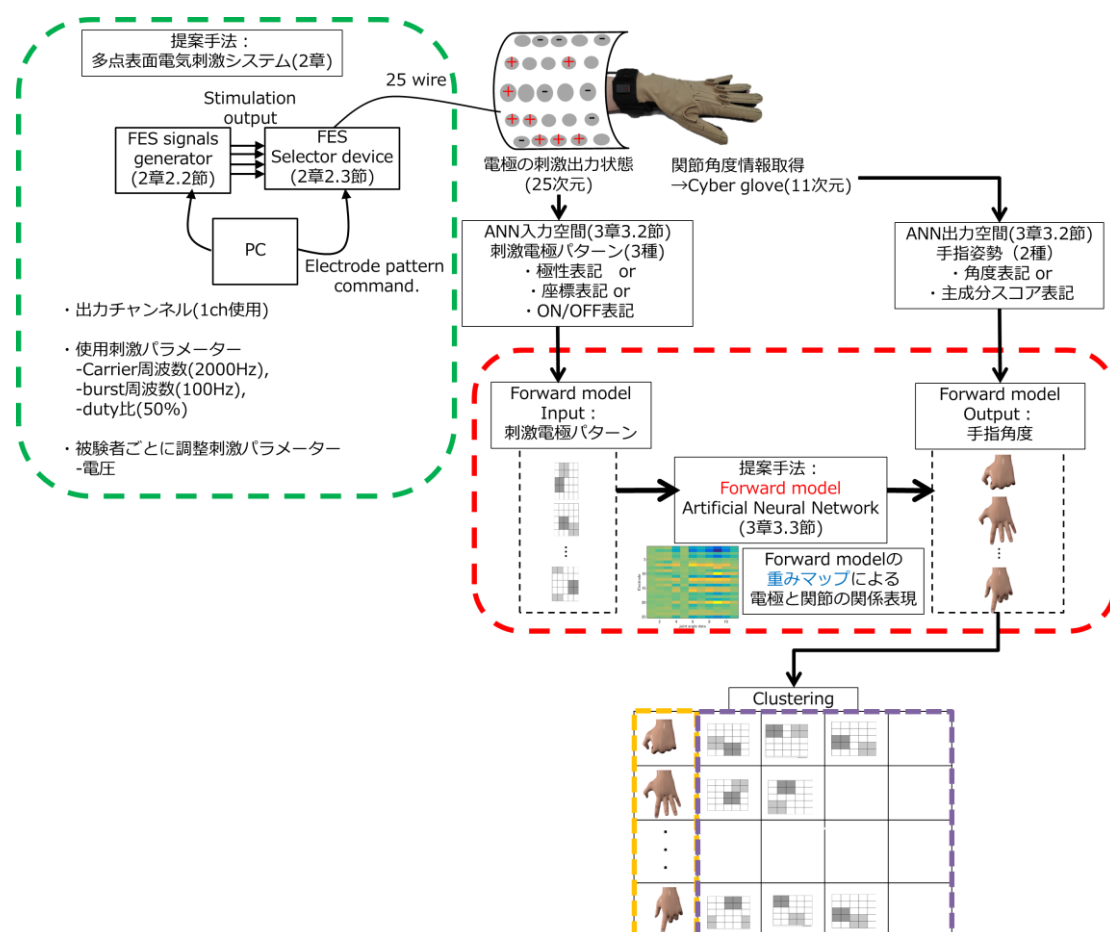


Fig. 16 多点表面電気刺激システムから Forward model への処理の流れ

Forward model に様々な刺激電極パターンを入力することで出力される手指姿勢をコサイン類似度に基づくウォード法による凝集型階層的クラスタリングした結果に基づき、姿勢に対応した刺激電極パターンを導出する。ウォード法は、ユークリッド距離の 2 乗で距離を測り、外れ値に強く実用的に便利であるという特徴がある。

コサイン類似度に基づくウォード法による凝集型階層的クラスタリング手法による手指姿勢のクラスタリングの処理手順を以下に示した。全刺激電極パターン X に対応した総手指姿勢 Y は 3.3.1 項に従い、以下の式で表せる。

$$Y = (y_1, y_2, \dots, y_T) \quad (15)$$

初めに、手指姿勢の総数（刺激電極パターンの総数） T 個の対象からなるデータから、1 個の対象だけを含む T 個のクラスタ C_i がある状態を初期状態とする。

各クラスタ C_e, C_f の要素 y_e, y_f 同士の距離 $d(y_e, y_f)$ を非類似度から、クラスタ間の距離 $d(C_e, C_f)$ を求め、最も距離の近い 2 つのクラスタを逐次的に併合する。このクラスタの併合を対象データ T 個が 1 つのクラスタに併合されるまで繰り返す。この時のクラスタ間距離を求める距離関数にウォード法を採用した。ウォード法は、併合後のクラスタの分散と、併合前のそれぞれのクラスタの分散の和との差が最小になるクラスタ対を併合するように距離を決定する手法で以下のように表せる。

$$d_{ef} = Var(C_e \cup C_f) - (Var(C_e) + Var(C_f)) \quad (16)$$

クラスタリングにより、本来連続空間である手指姿勢を離散空間に落とし込み、離散空間である刺激電極パターンから離散空間に落とし込んだ手指姿勢への写像とした。Forward model から出力された手指姿勢を基準として刺激電極パターンもクラスタリングすることで、クラスタリングの基準がなかった刺激電極パターンをクラスタリングすることが可能になる。これにより、対象姿勢ごとに 1 種類以上の刺激電極パターン群が導出される。

本論文は、複数の使用者に対してロバスト性の高い刺激電極パターンと姿勢の導出を目的とした、ユニバーサルな関係表現手法として、“Forward generalized electrode mapping (F generalized)”と、特定の使用者に特化させ、刺激（電極貼付位置、生体状態、電極状態など）に対し、ロバスト性の高い刺激電極パターンと姿勢の導出を目的とした“Forward specialized electrode mapping (F specialized)”の 2 種類を提案する。

3.4 手指姿勢から刺激電極パターンを 導出する Inverse model

本論文では、ANN を用いた刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する方法の開発を試みた。3.3 節で刺激電極パターンから手指姿勢を導出する Forward model について述べた。Forward model を用いた刺激電極パターンと手指姿勢の関係を ANN で写像した結果に基づくクラスタリングによって、刺激電極パターンに対応する手指姿勢の導出が可能となった。本節では、Forward model により対応付けた手指姿勢と刺激電極パターンを ANN の入出力に用いて、手指姿勢から刺激電極パターンを導出する Inverse model について述べる。

Inverse model は、Forward model の入出力関係を逆にした手指姿勢から刺激電極パターンを導出する関係の表現手法である。入出力には Forward model によって得られた手指姿勢のクラスタリング結果を教師データの入力とし、それに対応した刺激電極パターンを教師データの出力として用いた。Inverse model を構築することで、Forward model よりも刺激（電極貼付位置、生体状態、電極状態など）に対しよりロバスト性の高い刺激電極パターンと姿勢を導出することが目的である。

Inverse model は入力である手指姿勢の表記に計測した角度をそのまま 11 次元のベクトルで表現した関節角度表記を採用し、出力である刺激電極パターンの表記に 25 次元のベクトルで表現した ON/OFF 表記を採用した 3 層のネットワーク構造になっている(Fig. 17)。Forward model 同様、活性化関数に正接シグモイド関数を用い、線形出力を持つ構造とし、学習はレーベンバーグ・マルカート法に基づく誤差逆伝播法 (Backpropagation: BP) を行った。Fig. 17 で示した ANN の構造に用いた各記号の意味は Table 6 で示した。

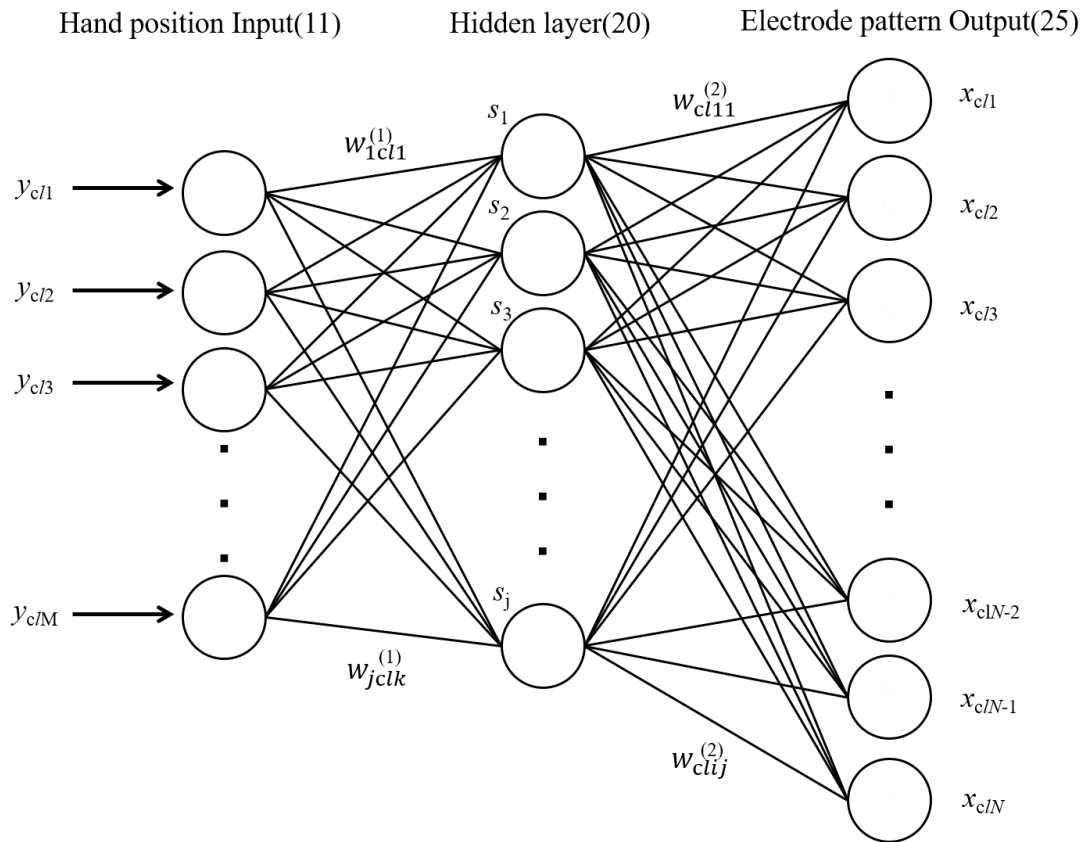


Fig. 17 Inverse model のネットワーク構造

Table 6 Inverse model の表記説明

N	電極数(入力層ユニット数(4 or 25))
M	関節数(出力層ユニット数(11))
D	中間層ユニット数(20)
l	クラス番号
i	電極番号
k	関節番号
j	中間層ユニット番号
y_{clk}	入力ベクトル(手指関節角度)
x_{cli}	出力ベクトル(刺激電極パターン)
s_j	中間ベクトル
$w_{jclk}^{(1)}$	第 1 層重み
$w_{cli1}^{(2)}$	第 2 層重み

Inverse model のネットワーク全体の関数は,

$$x_{cl}(y_{cl}, \mathbf{w}) = \sigma \left(\sum_{i=1}^N w_{cli}^{(2)} h \left(\sum_{j=1}^D w_{jck}^{(1)} y_{clk} + w_{j0}^{(1)} \right) + w_{i0}^{(2)} \right) \quad (17)$$

と表せる.

Fig. 18 に Forward model から Inverse model に至るまでの全体像を示した. 緑の点線と赤い点線で囲んだ部分は 3.3 節で述べた, 多点表面電気刺激システムと Forward model を示し, 青色の点線で囲んだ部分に Forward model から出力された手指姿勢のクラスタリング結果を教師データの入力として, 手指姿勢から刺激電極パターンを導出する Inverse model を示した. Forward model と Inverse model を繰り返すことで様々な刺激に対しロバストな刺激電極パターンと姿勢を導出することが可能になると考えた. Inverse model も Forward model 同様, 複数の使用者を対象とした汎用型の“Inverse generalized electrode mapping (I generalized)”と, 使用者を限定した個人特化型の“Inverse specialized electrode mapping (I specialized)”の 2 種類を提案する.

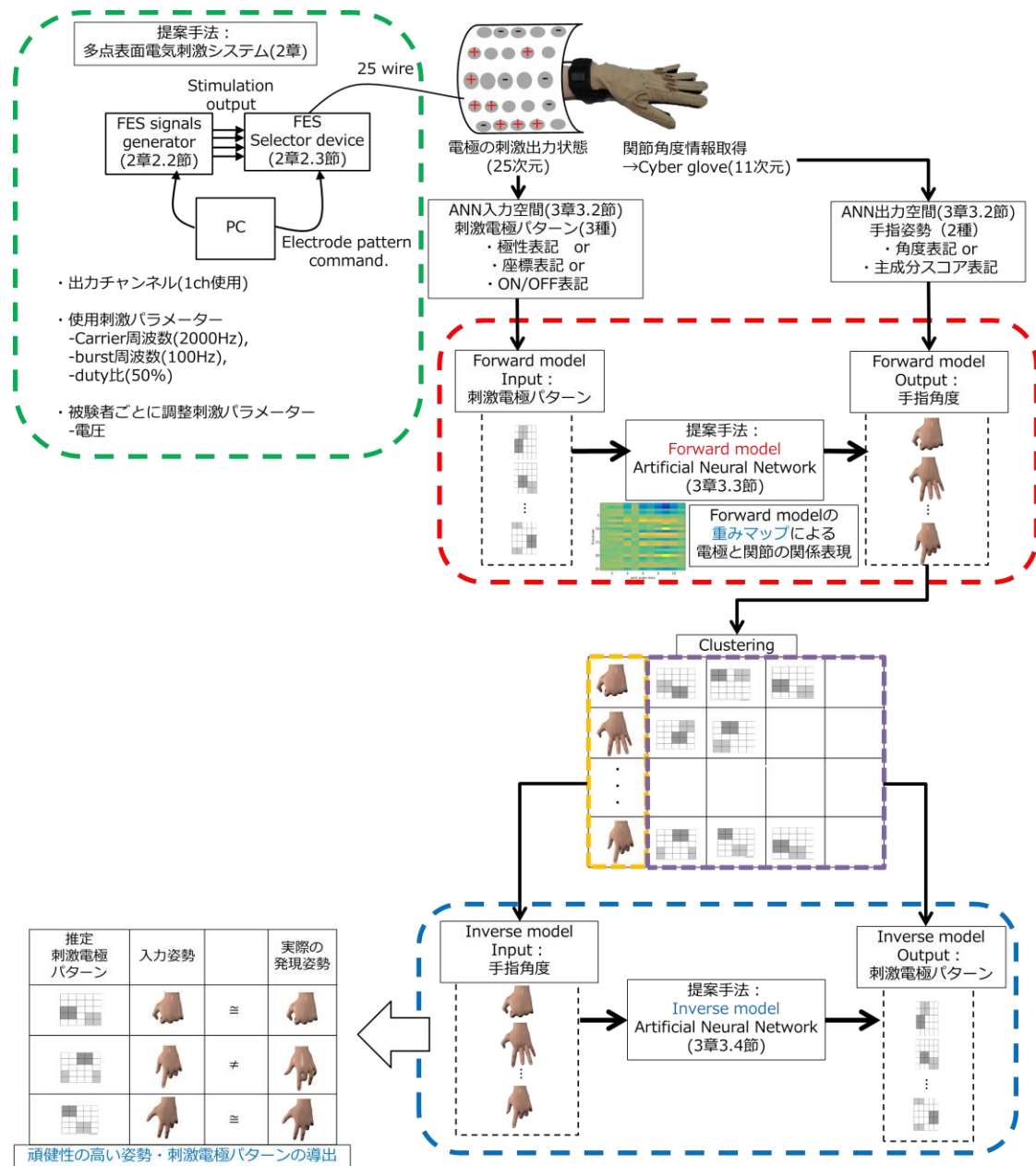


Fig. 18 多点表面電気刺激システムから Inverse model への処理の流れ

第 4 章

電気刺激実験の構成と実験系

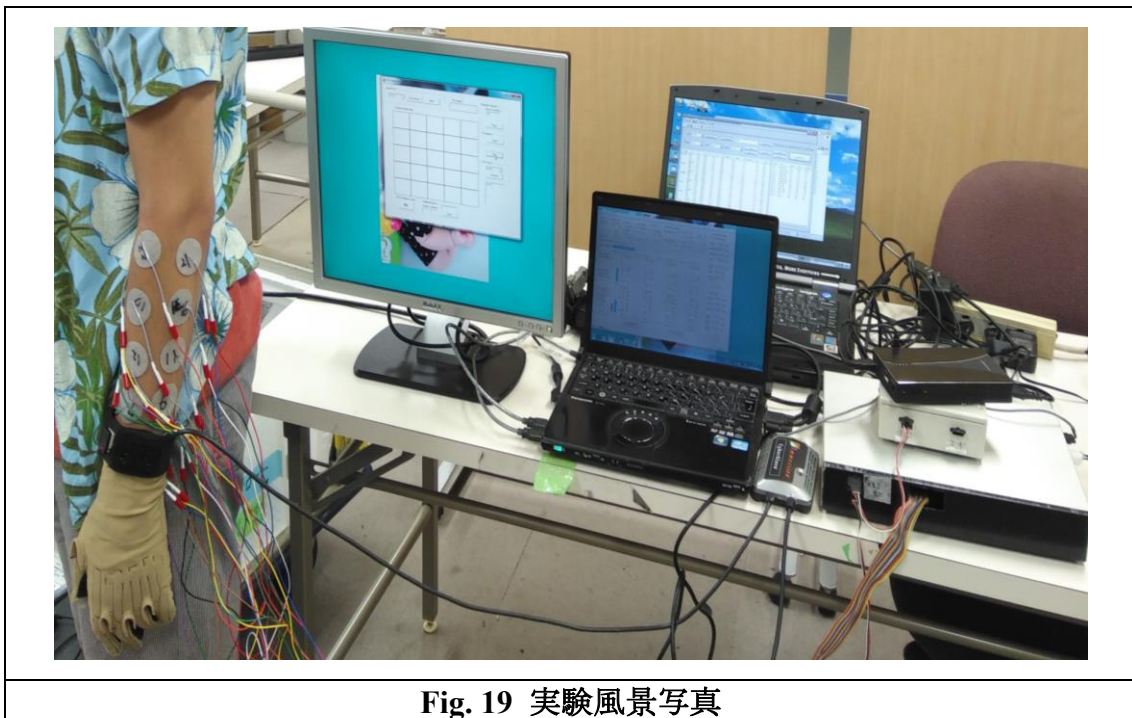
- 4.1 はじめに
- 4.2 被験者
- 4.3 電極貼付方法
- 4.4 刺激実験手法

4.1 はじめに

本論文は、多点表面電気刺激を用いて手指姿勢を制御する技術の開発を目的とし、刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法の開発を試みた。前章では、ANNを用いた刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する方法として、刺激電極パターンから発現姿勢を導出する **Forward model** と発現姿勢から刺激電極パターンを導出する **Inverse model** の2種類を提案した。

本章では、ANNを構築するためのデータを取得するための多点表面電気刺激システムを用いた実験環境および実験手順について述べる。また、実験手順を決定するにあたり刺激に対する疲労に関する検討を行ったことも述べる。

2.1 節の Fig. 3 多点表面電気刺激システムの全体概要図に示した多点表面電気刺激システムの全体概要図の実際の実験風景写真を Fig. 19 に示した。



4.2 節で被験者の情報について述べる。

4.3 節で電極貼付方法の詳細を述べる。

4.4 節で電気刺激を付与する時間や連続刺激回数を決定するための、電気刺激に対する疲労の事前検討について述べる。

4.5 節で 4.4 節の事前検討の内容を踏まえ決定した実験手順について述べる。

4.2 被験者

被験者は 20 代～30 代健常者男性 5 名，女性 2 名である．以下本稿では，被験者 Sub A から Sub G と表記する．

なお本実験はヘルシンキ宣言に基づき，国立大学法人電気通信大学の倫理審査を通過して実施された．本実験におけるメリット，リスク，手順，使用する FES 装置の仕様等を被験者に説明して同意を得た上で，実験協力に同意をする被験者の署名を得て実験を行った．

4.3 電極貼付方法

本実験では、直径 32mm の小型の円形ジェル状貼付電極（Axelgaard Manufacturing Co., Ltd.）を 5×5 に配置し、合計 25 枚使用した。刺激対象筋は左前腕筋とする。被験者は実験中背筋を伸ばした自然な立位をとり、上腕は手のひらを体側側にむけた自然な状態で下垂して、指をのばし拳は作らず体側に触れない状態とした。Fig. 20 に電極貼付例を示した。被験者左前腕の橈骨頭と橈骨茎突点を結ぶ直線と前腕最大囲に目印をつけ、直線と最大囲の交点に円形ジェル状貼付電極の端をあわせて 1 枚貼付した。1 枚目に貼付した電極から直線目印に沿って、目印が電極の中心上を通るように電極間距離を 10mm として 1 列に合計 5 枚貼付した。この 5 枚の電極に Fig. 20 の左図のように、橈骨茎突点から順に 1, 6, 11, 16, 21 と番号をふった。次に電極 1, 6, 11, 16, 21 の各電極の中心を通るように前腕周の水平周長を 5 本計測した。各水平周長から 1 周に直径 32mm の電極が等間隔に 5 枚貼れるように間隔を計算し伸筋側に向かって順番に電極を貼った。

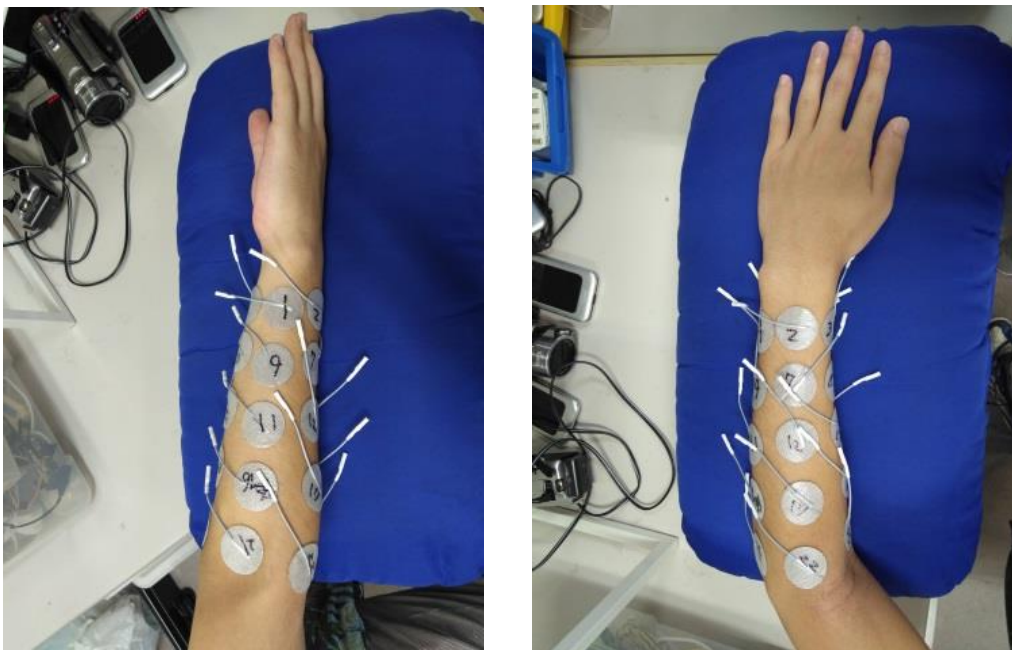


Fig. 20 電極貼付図

4.4 刺激実験手順

刺激位置と発現姿勢の関係を表現する ANN を構築するための入出力データを取得するために、多点表面電気刺激システム(2章)を用いて手指姿勢の制御を試みた。刺激波形は、1.3.1 項でも示した通り FES signals generator によって生成する高周波の二相性矩形波を低周波のバースト波で変調したバースト変調矩形波を用いた。刺激波形のパラメーターの設定は、関連研究と研究業績 a の(2),(3)に従い、高周波成分の Carrier 周波数を 2000Hz、低周波成分の Burst 周波数を 100Hz、Duty 比を 50%に設定した^[65]。刺激電圧は設定した刺激パラメーターで実際に刺激を付与し、被験者ごとに痛みがなく手指の運動が発現する値にアンケート調査を行いながら設定した。FES signals generator で生成された刺激波形は、FES selector device を介して左前腕に貼付した電極の中から PC 上で設定された電極に出力される。

電気刺激によって生じる左手指の角度を CyberGlove (CyberGlove Systems LLC) で計測した。CyberGlove の使用センサ数は 11 個、センサの分解能は 1degree、サンプリングレートは 90Hz である。センサは CyberGlove の背側に設置されており装着時、計測対象の関節上に配置される。Cyber glove 装着時にあらかじめ握り、開き姿勢によってキャリブレーションを実施した。計測する関節は 3.2.2 項でも示した通り、母指の CM・MP・IP 関節、示指から小指は MP・PIP 関節の都合 11 関節とした(Fig. 14)。

本実験では 3.2.1 項でも述べたように、4 対 4 全刺激電極パターン走査刺激による電気刺激を付与した。はじめに全 25 枚の円形ジェル状貼付電極の中から 2×2 の 4 枚の電極を等電位とし、はじめに選択した 4 枚を除いた 21 枚から、対となる 2×2 の 4 枚の電極を選択し、対となる電極の組み合わせを順次変更していくことで空間内の全走査探索を行った。選択例を Fig. 21 に示した。刺激電極パターン数は 4 対 4 全電極パターン走査で表現可能な組み合わせ 125 パターンとし走査的に付与した。1 回の全走査探索は、開始 10 秒程度電気刺激を付与しない安静時の手指姿勢の計測を行い、その後刺激を与えながら手指姿勢の計測を行った。電気刺激は、1 秒 ON、1 秒 OFF を繰り返すものとし、被験者にはどの刺激電極パターンが付与されているのかはわからない状態で実験を行った。刺激の付与時間は、電気刺激時の運動パフォーマンスの検証結果(付録 A)を参考に決定した。1 被験者につき 1 日に 5 回全走査探索を行った。1 回約 5 分の探索後 10 分の休憩をとり、連続して実験を行った。実験プロトコルを Fig. 22 に示した。

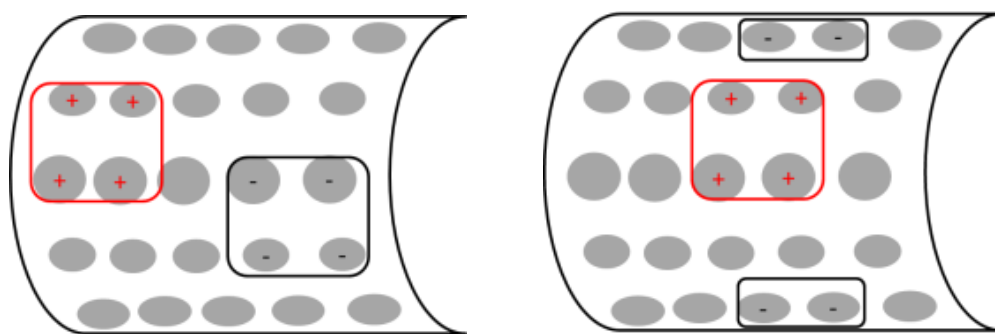


Fig. 21 電極パターン例(4 対 4)

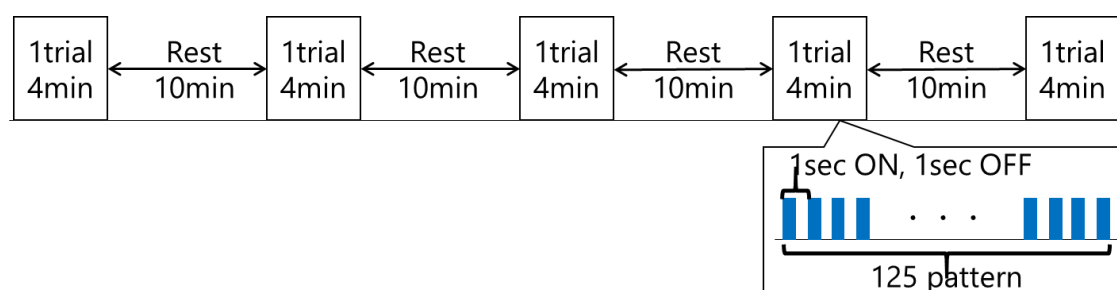


Fig. 22 実験プロトコル

第 5 章

ANN を用いた電気刺激と

発現姿勢の関係表現の評価結果

- 5.1 はじめに
- 5.2 反復性の検証結果
- 5.3 手 ANN 入出力表現の検証
 - 5.3.1 主成分スコア表記の次元数の検証
 - 5.3.2 F specialized の入出力表現の検証
 - 5.3.3 F generalized の入出力表現の検証
- 5.4 F generalized の再現性の検証
- 5.5 F specialized の再現性の検証
- 5.6 I generalized の再現性の検証
- 5.7 I specialized の再現性の検証

5.1 はじめに

本論文は、多点表面電気刺激を用いて手指姿勢を制御する技術の開発を目的とし、刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法の開発を試みた。3章にて、ANNを用いた刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する Forward model(3.4 節)と Inverse model(3.5 節)の2種類を提案した。

本章では、第3章で述べた刺激位置と発現姿勢の関係表現より得られた成果を示した。成果の検証は大きく3つの項目を行った。1つ目に、同一の刺激電極パターンによる刺激によって発現する手指姿勢の反復性を検証した。2つ目に、構築した ANN の入出力表現として適している表現方法の検証を行った。3.2 節で述べた3種類の刺激電極パターンの表現方法と、2種類の手指姿勢の表現方法を用いて構築した ANN によって出力された手指姿勢の推定値と、実際に計測した手指姿勢の測定値との誤差と相関を検証した。これにより、誤差が小さく相関が高い表現方法の組み合わせを刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表すのに適した表現方法とした。3つ目に、関係表現に適した表現方法で構築した ANN から導出した刺激電極パターンによって実際に発現した姿勢と、発現するはずの手指姿勢（目的姿勢）を比較し、姿勢の再現性を検証した。これらの検証結果から、複数の使用者に対してロバスト性の高いユニバーサルな刺激電極パターンと姿勢の導出や、特定の使用者に特化した刺激に対しロバスト性の高い刺激電極パターンと姿勢の導出を行った。

5.2 節で1つ目の検証項目である、反復性の検証結果について述べる。

次に5.3 節では2つ目の検証項目である、刺激位置と手指姿勢の関係を表現するのに適した ANN の入出力表現を検証した結果を述べる。

5.4 節から5.7 節で3つ目の検証項目である姿勢の再現性の検証についての結果を述べる。5.4 節では Forward generalized electrode mapping の評価結果を述べ、5.5 節では、Forward specialized electrode mapping の評価結果、5.6 節で Inverse generalized electrode mapping の評価結果、最後に5.7 節で Inverse specialized electrode mapping の評価結果を述べる。

5.2 反復性の検証結果

本論文は、多点表面電気刺激を用いて手指姿勢を制御する技術の開発を目的としている。2章にて述べた多点表面電気刺激システムを用いることで多様な運動を発現させることが可能となった。しかしながら、本論文で採用した表面電極法は電極を貼り変える作業が必須であり、発現する姿勢は電極貼付位置の違いによる影響が大きいという点に、その影響が無視できるほど精度よく電極貼付位置を再現するのは困難なので、その都度刺激位置の探索が必要となる。加えて多点化することでその探索空間はさらに膨大になる。これらを本論文では“皮膚表面上の刺激位置の選択問題”と表現し、この課題を解決するために刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法の開発を試みた。本節では、電極を貼り換えずに連続した刺激を付与した場合には発現する姿勢に反復性があるという仮説を検証した。

本論文では関節運動を発現させることを目的にした強度の刺激を付与しているので、電気刺激による筋疲労などの様々な要因を起因とした運動パフォーマンスの劣化の影響を考慮し、刺激電極を貼り替えずに同じ刺激電極パターンで刺激を付与する連続試行回数を2試行と想定し2試行間の再現性を評価した。被験者ごとに全5試行中の連続した2試行分すべての組み合わせについて、関節角度データの相関関係を評価した (Table 7)。相関分析を行う試行同士で同一のパターンの時の同一関節同士をx軸・y軸にとり散布図を作成し相関係数を求めた。被験者ごとに連続した2試行間の11関節分の関節角度データの相関係数の平均をTable 7に示した。次に連続した2試行以外の5試行中のすべての2試行の組み合わせの相関係数をTable 8に示した。

Table 7, 8の1列目は相関分析を行った試行回同士を記載したラベルをつけた。また正の相関について、ほとんど相関のない(0以上-0.2以下)散布図、弱い相関がある(0.2超-0.4以下)散布図、相関がある(0.4超-0.7以下)散布図、強い相関がある(0.7超-1以下)散布図の例をFig. 23の(i)-(iv)に示し、被験者ごとに最も相関の高かった散布図と最も相関の弱かった散布図をFig. 24の(i)-(vii)に示した。

Table 7 連続した 2 試行間の相関係数(p 値省略)

	sub A	sub B	sub C	sub D	sub E	sub F	sub G
R12	0.43	0.62	0.59	0.77	0.70	0.33	0.38
R23	0.25	0.76	0.39	0.91	0.62	0.13	0.56
R34	0.16	0.85	0.71	0.67	0.92	0.23	0.28
R45	0.25	0.40	0.29	0.49	0.72	0.30	0.19

Table 8 連続した 2 試行間以外の 2 試行間の相関係数(p 値省略)

	sub A	sub B	sub C	sub D	sub E	sub F	sub G
R13	0.41	0.85	0.86	0.75	0.86	0.58	0.26
R14	0.14	0.80	0.55	0.49	0.88	0.34	0.79
R15	0.30	0.28	0.52	0.26	0.61	0.66	0.13
R24	0.30	0.77	0.19	0.55	0.70	0.89	0.36
R25	0.61	0.68	0.63	0.43	0.46	0.20	0.85
R35	0.59	0.39	0.47	0.47	0.82	0.91	0.52

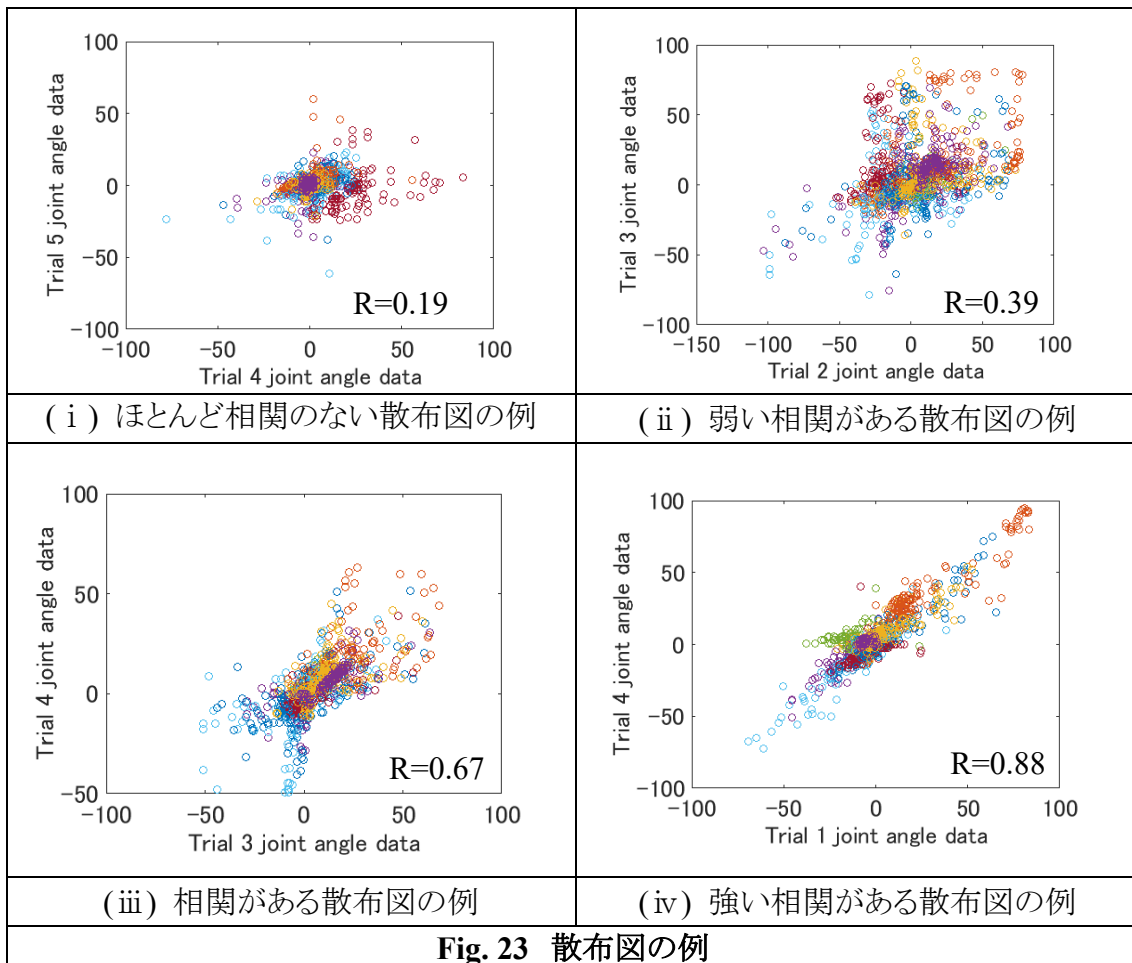
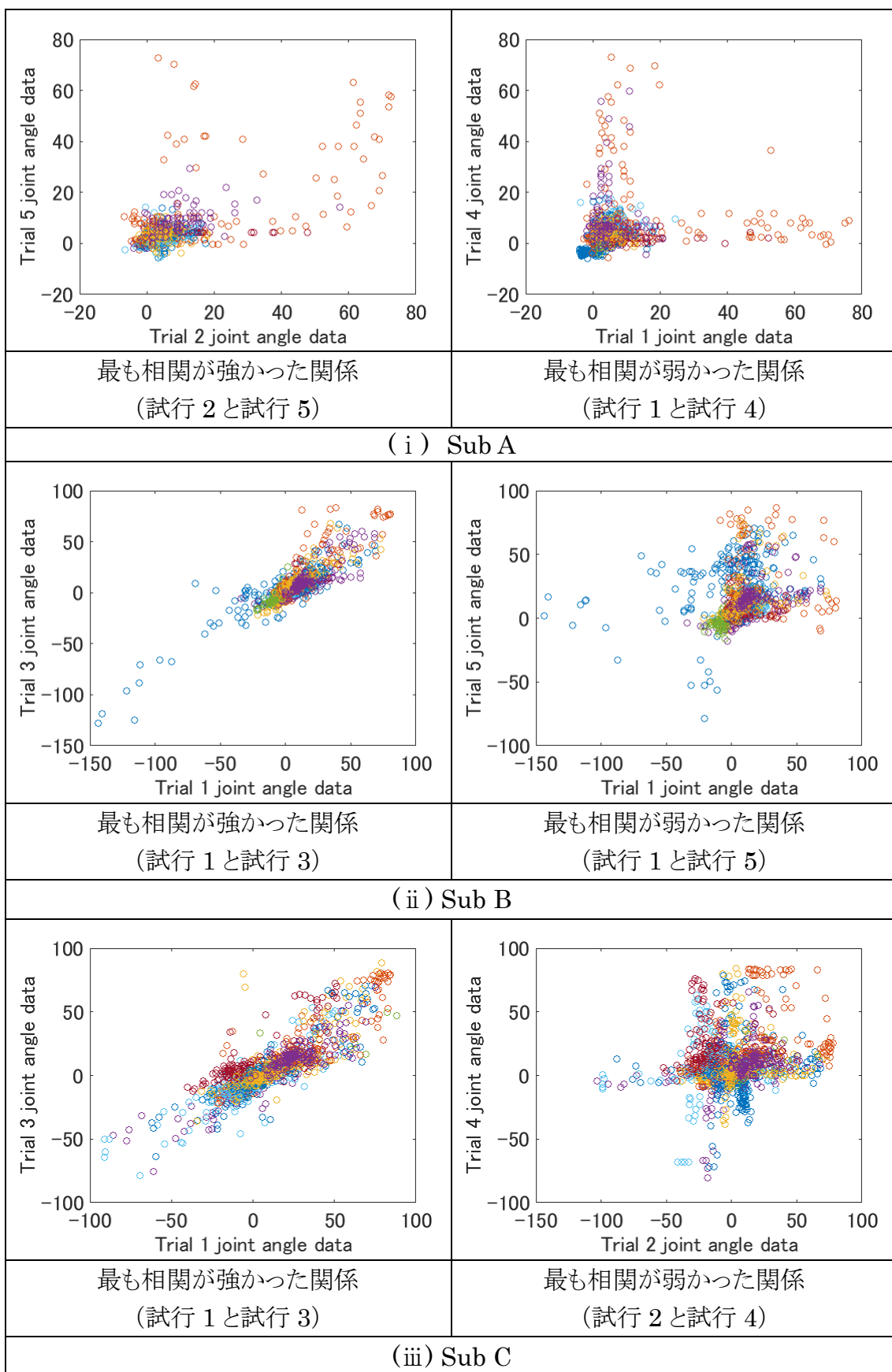
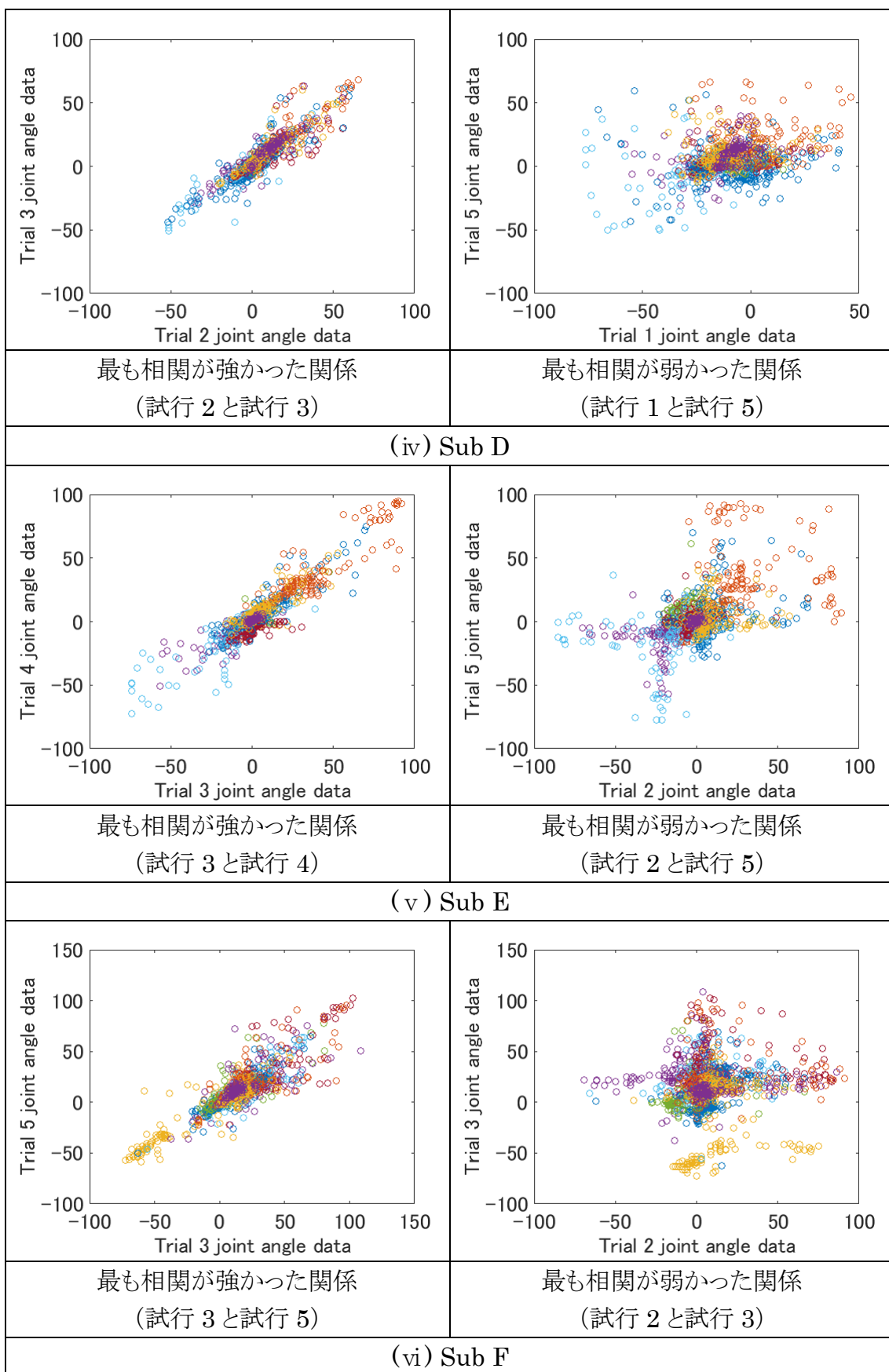


Fig. 23 散布図の例





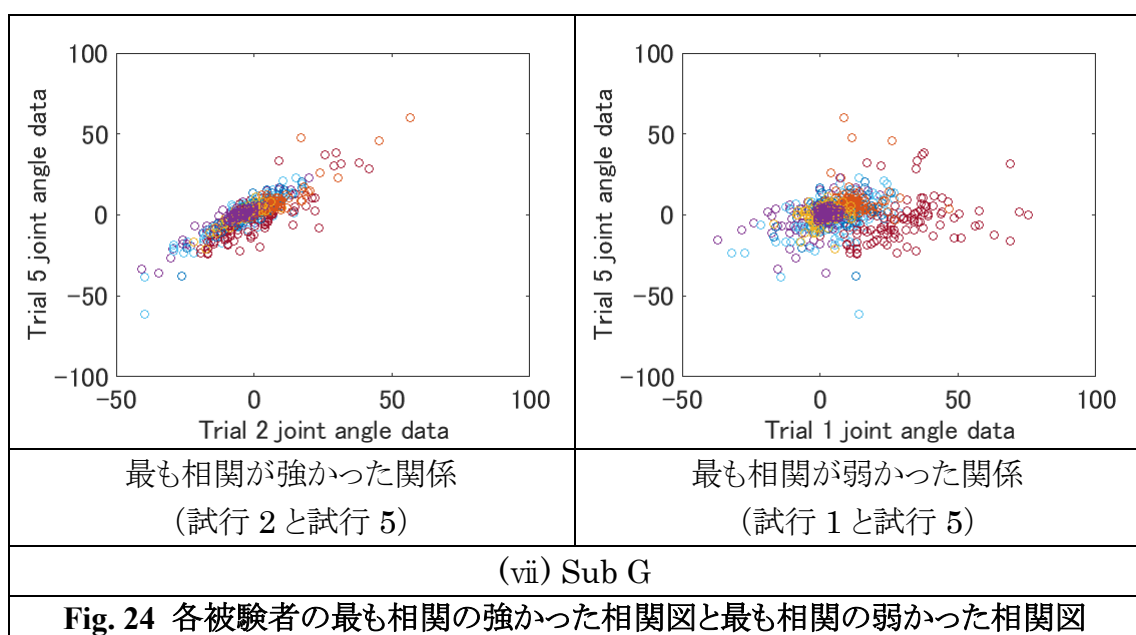


Table 7, 8 に示したすべての組み合わせの相関関係において、相関は 0.1%水準で有意であった。本論文では生体を対象としており、相関の散布図(Fig. 23 散布図の例 Fig. 23)と 4.4 節でも述べた連続した電気刺激の付与による運動パフォーマンスの劣化の影響を考慮し、相関係数 0.2 超の弱い相関から相関係数 1 以下の強い相関がある組み合わせまでを正の相関がある試行の組み合わせとした。

Table 7, 8 の相関係数からはすべての被験者の大半の連続・非連続の 2 試行間において正の相関が確認できた。しかしながら、各被験者において最も相関の強かった組み合わせと弱かった組み合わせを示した Fig. 24 をみると最も相関の強い関係の中には SubA のような例外もあることが分かった。SubA の最も相関の強かった 2 試行目と 5 試行目の組み合わせでは相関係数は 0.61 あるにもかかわらず、散布図は最も相関の弱かった 1 試行目と 4 試行目の組み合わせの散布図や Fig. 23 の例に示したほとんど相関のない散布図に似た傾向が見られた。これは、SubA では発現する運動自体がいずれの試行でも小さく似た姿勢が多かったため散布図が 1 か所に固まった形状になり、相関が弱い散布図と似てしまったのであると考えられる。また、SubA の最も相関の弱かった組み合わせの散布図のように垂直・水平方向に散布図が伸びている傾向もみられ、これは同じ刺激電極パターンであったにも関わらず、ほとんど運動が発現しなかった試行と運動が発現した試行が多かったことが原因であると考えられる。これらのことから、生体を対象としているため個人による影響も大きく SubA のような例外もあることがわかる。

次に Table 7, 8 からほとんど相関がない組み合わせの大半が 4 試行目、5 試行目との相関であることがわかる。このことは電極を貼り変えず、連続・非連続に

かかわらず刺激を付与した 2 試行間に再現性はあるが、連続試行回数が増えるほど相関が弱くなる傾向があることを示唆している。

次に相関が弱い関係の散布図から、各被験者とも連続試行回数が多い試行（特に 4 試行目、5 試行目）の関節角度のばらつきが大きくなっていることがわかる。これは、連続試行回数が多い試行では運動が発現していないまたは、小さい刺激が多いことを示唆している。

これらの結果から刺激電極を貼り替えずに同じ刺激電極パターンで連続・非連続にかかわらず、2 試行刺激を付与した場合に発現する姿勢に反復性が確認できた。しかしながら、連続試行回数が増えると発現する姿勢が不安定になり相関関係が弱くなる傾向が見られ、これは 4.4 節の検証と矛盾しない。

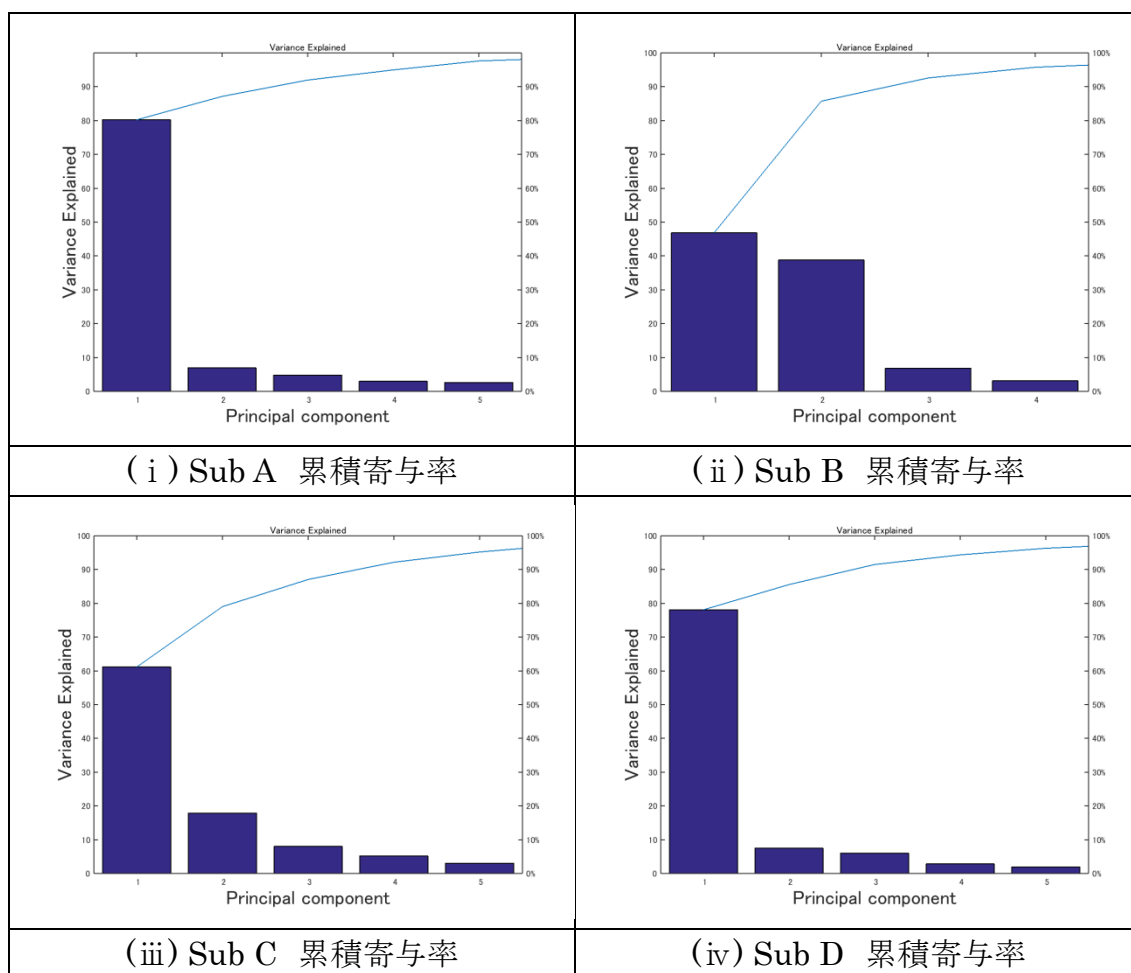
次に 2 試行間の反復性があることをふまえ、2 試行間の刺激電極パターンごとの反復性を評価するために、Table7 と Table8 で示した 10 種類の組み合わせについて、それぞれ刺激電極パターン全 125 種類ごとに関節角度の相関係数を求めた。1つの刺激電極パターンごとに全組み合わせ分の 10 種類の相関係数を求め、その中から 8 種類以上の組み合わせにおいて 0.5%水準で有意であった刺激電極パターンのみを抽出した。これを被験者ごとに行い、各被験者において刺激による手指姿勢の反復性の高い刺激電極パターンを特定した。7名の被験者中 4名において No. 120 の刺激電極パターンが反復性の高い刺激電極パターンとして挙げられ、次いで 7名中 3名で No.20,109 が反復性の高い刺激電極パターンとして挙げられた。そのほかは被験者共通ではなく、各被験者によって異なった。これら特定した反復性の高い刺激電極パターンは、後述する全刺激電極パターンを用いた ANN と反復性の高い刺激電極パターンのみを用いた ANN を構築し、性能を比較する際に用いた。また、反復性の検証結果から反復性の高い刺激電極パターンが特に少ない被験者が 2名含まれていることが分かった。このことから、全 7名の被験者のデータで構築した ANN と反復性の低い被験者 2名を除いた 5名のデータで構築した ANN の性能比較も行った。ANN に適した入出力表現の検証については、次節にて詳述する。

5.3 ANN 入出力表現の検証

本節では 3.2 節で示した ANN の各入出力表現から刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現するのに適した表現方法を検証した結果を述べる．入出力表現の検証は，“Forward specialized electrode mapping (F specialized)”と“Forward generalized electrode mapping (F generalized)”のそれぞれで行った．3.2 節でも述べたとおり，Forward model の教師データの入力である“刺激電極空間”は 3 種類用意し，25 次元のベクトルで刺激電極パターンの刺激開始時の電極の極性で表記した“極性表記”，極性に関係なく刺激の ON/OFF で表記した“ON/OFF 表記”と，4 次元のベクトルで刺激電極パターンの重心座標を表記した“座標表記”とした．出力である“発現姿勢空間”には 2 種類用意し，手指姿勢を関節角度そのものを用いて 11 次元のベクトルで表記した“関節表記”と，計測した手指姿勢の関節角度を主成分分析し，累積寄与率が 90%に達した次元数分の主成分スコアをベクトルで表現した“主成分スコア表記”を用いた．

5.3.1 主成分スコア表記の次元数の検証

本項では主成分スコア表記の次元数を決定するため、CyberGlove で計測した指関節角度の主成分分析をした結果を示す。Fig. 25 の(i)-(iv)に各被験者の全 5 試行分の関節角計測データについて主成分分析を施したときの累積寄与率を表した棒グラフを示した。関節角度成分は全 11 次元だが、棒グラフでは累積寄与率が 90%を超えた主成分+1 の成分までを表記している。主成分分析の入力には CyberGlove による手指関節角度の計測データを用い、出力は各主成分に起因する分散合計の割合とする。



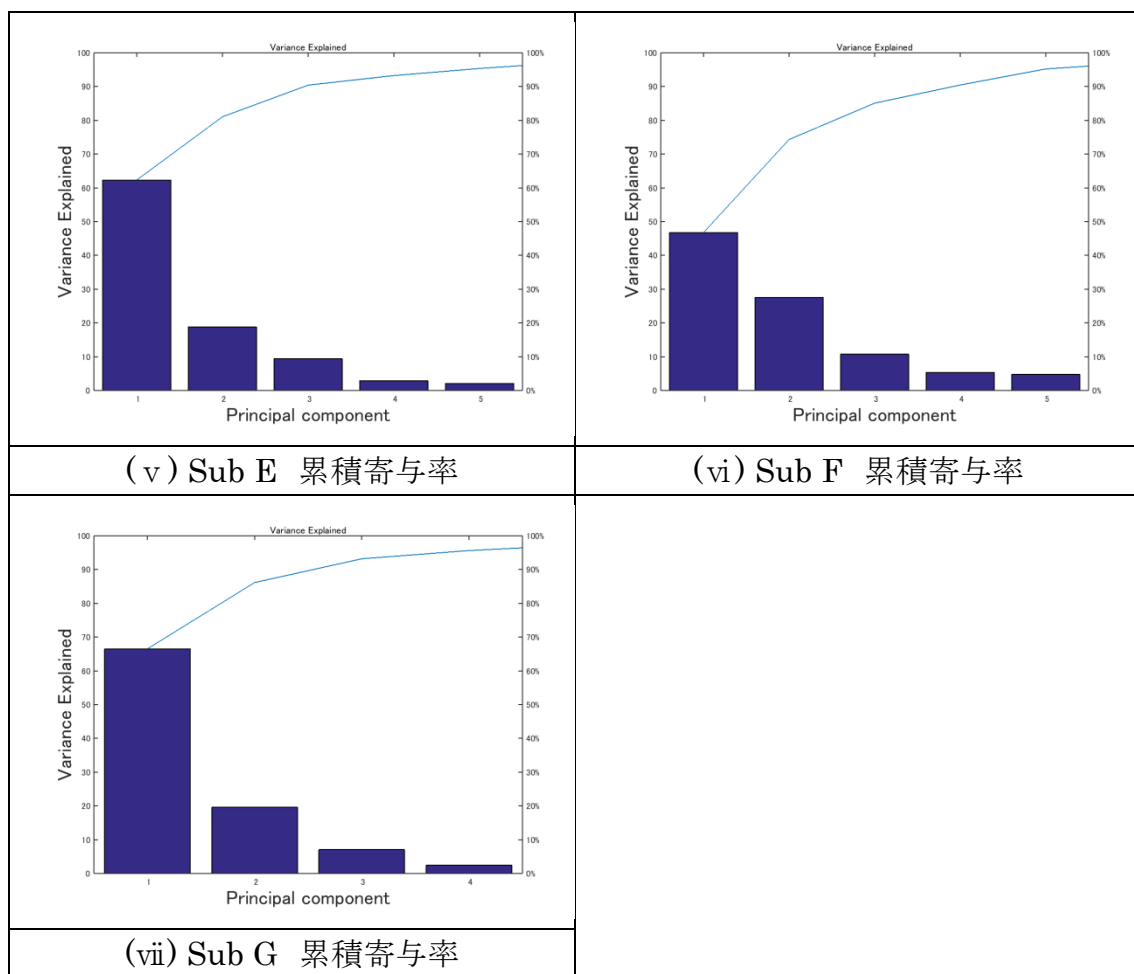


Fig. 25 各被験者の累積寄与率

すべての被験者において、第3から第4主成分までで累積寄与率がそれぞれ90%に達している。すなわち、FESによって発現する手指姿勢は3から4次元で表現されるといえる。なお、関連研究で Santello らは手指の屈曲運動により現れる手指姿勢を主成分分析すると、第4主成分までで累積寄与率が90%を超えると報告している^[64]。本研究で得られた結果はおおむねこれと矛盾しない。

以上に基づき、本論文では主成分スコア表記の次元数を被験者ごとに Table 9 と決定した。これに加え4.4節の運動パフォーマンスの検証結果と5.2節の反復性の結果から、運動パフォーマンスの劣化が少ない1-3試行のみのデータを用いた主成分スコア表記の次元数を Table 10 に示した。これらの主成分スコア表記は次項の F specialized における入出力表現の検証において用いる。

Table 9 5 試行分のデータを用いた場合の累積寄与率が 90%を超えた成分数

Sub	Dimension
Sub A	4
Sub B	3
Sub C	4
Sub D	4
Sub E	4
Sub F	4
Sub G	3

Table 10 3 試行分のデータを用いた場合の累積寄与率が 90%を超えた成分数

Sub	Dimension
Sub A	3
Sub B	3
Sub C	4
Sub D	3
Sub E	4
Sub F	4
Sub G	3

5.3.2 F specialized の入出力表現の検証

本項では，個人に特化した刺激位置と手指姿勢の関係表現である“Forward specialized electrode mapping (F specialized)”の入出力表現に適した表現を検証した結果を述べる．3.2 節で述べた ANN の入出力表現をそれぞれ F specialized の入力ベクトルと出力ベクトルとしたときの基本の入出力表現方法を Table 11 に示した．

Table 11 Forward model の基本入出力表現方法

Set	Input (Electrode pattern)	ベクトル 次元数	Output (Joint angle)	ベクトル 次元数
Set1	極性	25	主成分スコア	被験者 ごと (5.3.1)
Set2	座標	4		
Set3	ON/OFF	25		
Set4	極性	25	関節角度	11
Set5	座標	4		
Set6	ON/OFF	25		

検証は Table 11 の 6 種類に加え，5.2 節の反復性の結果から安定して刺激による運動の発現が得られる 1-3 試行のみを教師データに用いた ANN を構築し検証した．Table 12 に示した各項目の組み合わせ全 12 種類について F specialized にて検証した．ANN 構築には MATLAB R2015a を用いた．

Table 12 F specialized における入出力表現の組み合わせ

ANN INPUT 3 種類	ANN OUTPUT 2 種類	使用試行回数 2 種類
極性	主成分スコア	3 試行
座標		
ON/OFF	関節角度	5 試行

なお本論文では ANN の汎化能力を利用し未知の刺激電極パターンで発現する運動状態を推定するのではなく、既知の電極パターンから手指姿勢を導出する順モデルを構築しそれに基づいて刺激電極パターン同士の類似性を評価するために ANN を用いた。学習により得られた ANN を用いて既知の刺激電極パターンで推定した手指姿勢が測定値の手指姿勢をどれだけ表現するかが重要であるので、モデル構築に用いた教師データと同じ刺激電極パターンを入力し出力された手指姿勢の推定値と測定値の誤差と相関を評価した。Table 12 で示した組み合わせのうち、手指姿勢の計測値と推定値の相関が高く、誤差が最も小さくなる組み合わせを電極パターンと手指姿勢の対応関係を表すのに適した入出力ベクトル表現と見なした。被験者ごとの ANN による手指姿勢の推定値の誤差の評価指標には、誤差の分散(Err_Var)を真値の分散で正規化した値 Err を式 (19) と定義し計算して用いた。

$$\text{Err_Var} = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (\hat{q}_t - q_t)^2 \quad (18)$$

$$\text{Err} = \frac{\text{PRESS}}{\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (q_t - \bar{q})^2} \quad (19)$$

ここに、 q_t は時刻 t における関節角度、 \hat{q}_t は関節角度 q_t に対応する推定値、 \bar{q} は関節角度の平均値である。評価値 Err は小さいほどよく、1 を超える場合は真値の分散よりも誤差の分散が大きいときであるので意味のある推定ができていな

いと見なせる.

検証した 12 種類の入出力表現において、関節ごとに算出した Err の平均値と手指姿勢の推定値と計測値の相関係数を Table 13 に示した. なお各相関係数の p 値は全て有意水準 0.01 よりも十分に小さかったため省略した.

関節ごとに算出した Err に入出力表現の違いによる有意さは得られなかった. そこで相関係数を考慮に入れるため Table 13 の値を用いて相関係数に $1/\text{Err}$ をかけた評価値を算出し, Err が小さくかつ相関係数の高い上位 2 組を F specialized に適した入出力表現の可能性があると採用した. 各被験者 12 種類の入出力表現ごとに算出した相関係数に $1/\text{Err}$ をかけた評価値を入出力表現ごとに全被験者で平均をとった値を Fig. 26 に示した.

Table 13 F specialized における Err および相関係数結果

Set	Sub A		Sub B		Sub C		Sub D		Sub E		Sub F		Sub G	
	Err Average	correlation coefficient	Err Average	correlation coefficient	Err Average	correlation coefficient	Err Average	correlation coefficient	Err Average	correlation coefficient	Err Average	correlation coefficient	Err Average	correlation coefficient
極性-スコア	0.97	0.60	0.67	0.77	0.74	0.67	0.72	0.69	0.66	0.84	0.85	0.65	0.82	0.60
座標-スコア	1.00	0.56	0.84	0.66	0.74	0.68	0.79	0.63	0.82	0.77	0.88	0.63	0.85	0.57
ONOFF-スコア	1.02	0.51	0.80	0.66	0.80	0.61	0.75	0.67	0.92	0.70	0.82	0.67	0.88	0.52
極性-角度	1.01	0.59	0.63	0.78	0.64	0.72	0.72	0.69	0.65	0.84	0.80	0.67	0.79	0.62
座標-角度	0.99	0.56	0.90	0.59	0.75	0.64	0.82	0.60	0.79	0.77	0.83	0.66	0.81	0.60
ONOFF-角度	1.07	0.52	0.69	0.75	0.91	0.51	0.81	0.61	0.73	0.80	0.79	0.68	0.86	0.56
極性-スコア-3tri	0.93	0.66	0.95	0.57	0.84	0.61	0.93	0.50	0.68	0.84	1.00	0.56	0.92	0.52
座標-スコア-3tri	0.96	0.59	0.73	0.76	0.77	0.67	0.91	0.52	0.86	0.75	0.91	0.62	0.82	0.62
ONOFF-スコア-3tri	0.97	0.60	0.94	0.58	0.94	0.55	1.04	0.38	0.75	0.80	0.90	0.63	0.91	0.54
極性-角度-3tri	1.08	0.56	0.61	0.84	0.62	0.77	0.67	0.73	0.73	0.82	0.97	0.58	0.94	0.57
座標-角度-3tri	0.96	0.53	0.72	0.75	0.67	0.73	0.85	0.55	0.72	0.81	0.89	0.62	0.90	0.51
ONOFF-角度-3tri	1.16	0.56	0.94	0.58	0.86	0.61	0.72	0.67	0.67	0.83	0.95	0.60	0.87	0.54

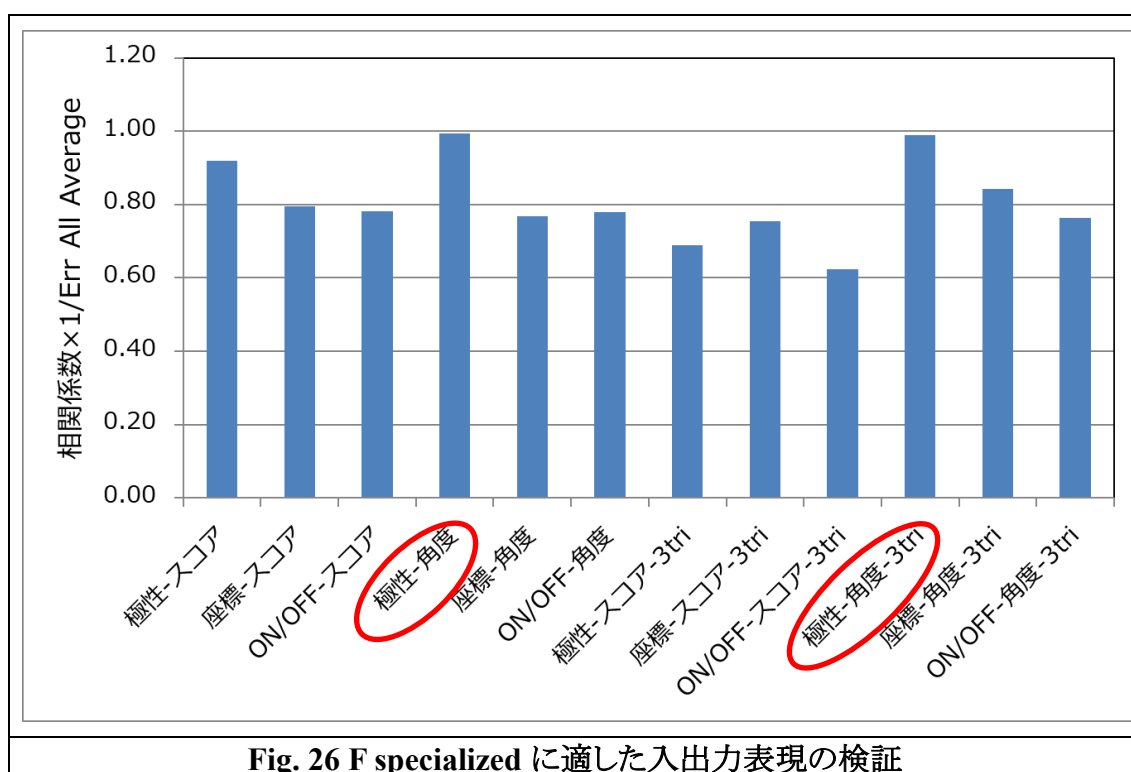


Fig. 26 F specialized に適した入出力表現の検証

Fig. 26 より上位 2 組の表現ともに入力に極性表記, 出力に関節角度表記であった. 出力に角度表記を用いた表現が誤差が少なく相関が高かった理由は, 11 関節分すべてのデータを用いているためスコア表記よりも正確に発現姿勢を表現できたのだと考えられる. スコア表記では累積寄与率が 90%を超える成分数の次元に関節角度データを圧縮してしまっているため, 表現できていない発現姿勢や丸め込まれてしまったデータ等が多く含まれており, 誤差が大きくなったのだと考えられた. 次に極性表記が最も誤差が少なく相関が高かった理由を考察する. 本論文で使用する刺激波形は 2 相性の矩形波であるため電極の極性はあまり影響しないように考えられたが, 刺激付与時に電気の流れはじめる方向が発現姿勢に大きく影響した可能性が高く極性の情報を持った極性表記の成績が良かったと考えられる. このことから生体内を電気が流れる経路が不明であることも踏まえ, 同じ刺激電極パターンであっても刺激付与時の極性が反対であった場合, 同じ姿勢が発現するとか限らないと考えられる. そのため極性情報のない ON/OFF 表記では ANN の学習が不十分であり成績が低かった可能性がある. さらに, ON/OFF 表記では 25 枚の電極のうち 8 枚が選択されていることはわかるが 2×2 の 4 枚を等電位とした 4 対 4 の刺激電極パターンであるかはわからず, 刺激電極パターンをきちんと表現できていない場合が考えられ, このことも学習を不十分にさせた要因であると考えられる. 座標表記に関しては, 25 次元の電極空間を 4 次元に圧縮しているため刺激電極パターンを表現する情報量

が少ないことが成績を下げた要因であると考えられる。これらのことから、ANN による学習では必要な情報を圧縮せずそのまま使用できる場合はそのまま使用した方が推定値と実測値の誤差が少なく相関も高いことが確かめられた。本論文で用いたデータ量であれば、次元を圧縮するしないで学習にかかる時間は大差なかった。以上のことから **F specialized** に適した入出力表現の可能性がある表現の組み合わせは、入力に極性表記、出力に関節角度表記とした。全 5 試行を用いるか一部の試行のみを用いるかは次節以降で検証する。

本項の結果を踏まえ次項では、**F generalized** における入出力表現の検証結果を述べる。

5.3.3 F generalized の入出力表現の検証

本項では、複数の使用者を対象としたユニバーサルな関係表現を目的とした“Forward generalized electrode mapping (F generalized)”の入出力表現に適した表現を検証した結果を述べる。

5.3.2 項と同様 Table 11 に示した 6 種類のベースとなる表現に加え、5.2 節の反復性の結果から安定して刺激による運動発現が得られる試行回数、姿勢の再現性の高い被験者のみを用いた F generalized を構築し検証した。なお、主成分スコア表記に関しては被験者ごとの関節角度の主成分より使用する次元数を決定するため全被験者共通で構築する F generalized では使用しない。検証した表現の組み合わせは、Table 14 の各項目を組み合わせでできる全 12 種類とした。

Table 14 F generalized における入出力表現の組み合わせ

ANN INPUT 3 種類	ANN OUTPUT 1 種類	使用試行回数 2 種類	被験者数 2 種類
極性	関節角度	3 試行	5 名
座標		5 試行	7 名
ON/OFF			

評価指標は 5.3.2 項と同様とした。検証した 12 種類の入出力表現において、関節ごとに算出した Err の平均値と手指姿勢の推定値と計測値の相関係数を Table 15 に示した。なお、各相関係数の p 値は全て有意水準 0.01 よりも充分に小さかったため省略した。

関節ごとに算出した Err に、入出力表現の違いによる有意さは得られなかった。そこで 5.3.2 項同様、相関係数を考慮に入れるため Table 15 の値を用いて相関係数に $1/\text{Err}$ をかけた評価値を算出し、Err が小さくかつ相関係数の高い上位 2 組を F generalized に適した入出力表現の可能性があると採用した。各被験者 12 種類の入出力表現ごとに算出した相関係数に $1/\text{Err}$ をかけた評価値を出入

力表現ごとに全被験者で平均をとった値を Fig. 27 に示した.

Table 15 F generalized における Err および相関係数結果

Set	Err Average	correlation coefficient
極性-角度	0.89	0.51
座標-角度	0.91	0.49
ON/OFF-角度	0.89	0.51
極性-角度-3tri	0.89	0.51
座標-角度-3tri	0.91	0.49
ON/OFF-角度-3tri	0.89	0.51
極性-角度-5sub	0.85	0.56
座標-角度-5sub	0.89	0.52
ON/OFF-角度-5sub	0.86	0.55
極性-角度-5sub-3tri	0.84	0.56
座標-角度-5sub-3tri	0.93	0.49
ON/OFF-角度-5sub-3tri	0.86	0.55

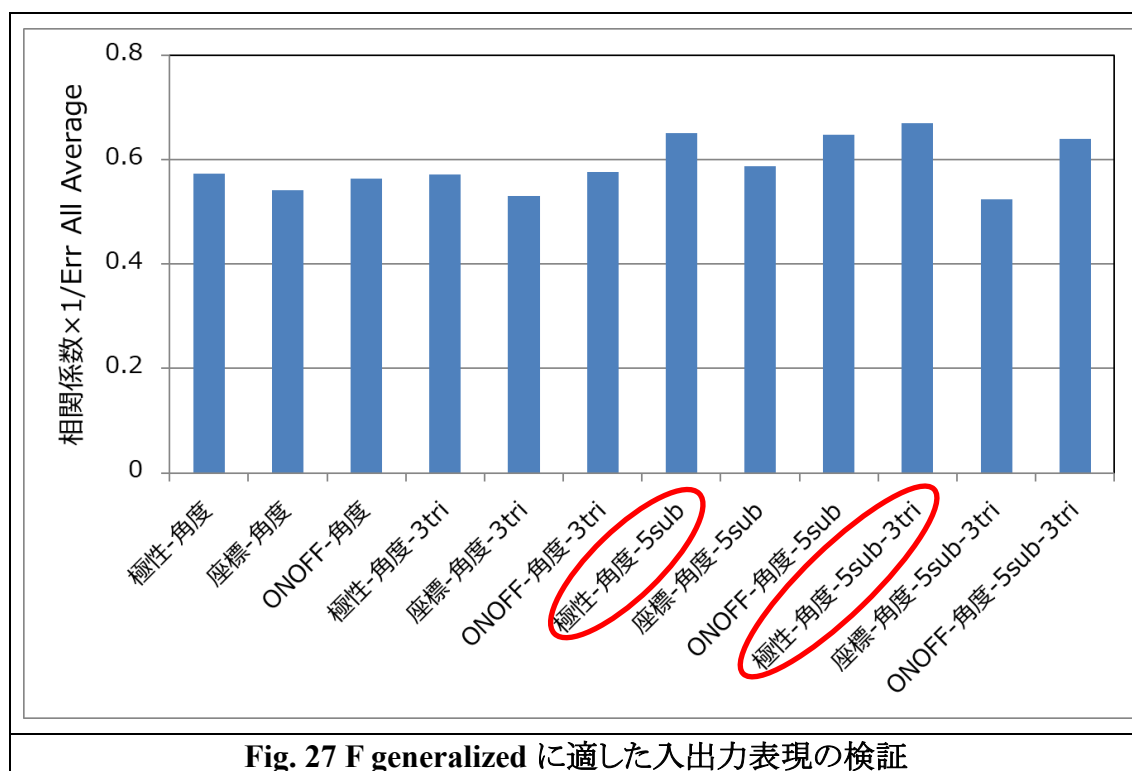


Fig. 27 F generalized に適した入出力表現の検証

Fig. 27 より上位 2 組の表現ともに入力に極性表記，出力に関節角度表記，使用被験者数は反復性の低い被験者 2 名を除いた 5 名であった．**F generalized**においても 5.3.2 項で示した **F specialized** と同様の表現の組み合わせが最も誤差が小さく相関が高いよい成績を示す組み合わせであった．この理由も前項と同様であると考えられる．加えて，**F generalized** では反復性の低い被験者 2 名を除いた 5 名のデータを用いた ANN が成績が良かった結果となった．反復性の低かった 2 名のデータによって本来対応づけることが出来る刺激電極パターンと発現姿勢の対応付けができず，ANN の学習が不十分となってしまったことが考えられる．そのため，その 2 名を除くことで ANN の学習による刺激電極パターンと発現姿勢の関係の対応付けがより正確にできたのだと考えられる．以上のことから，**F generalized** に適した入出力表現の可能性がある表現の組み合わせは，入力に極性表記，出力に関節角度表記，被験者 5 名の可能性が高い．全 5 試行を用いるか，一部の試行のみを用いるかは次節以降で検証した．

さらに Table 11 のベースとなる 6 種類の入出力表現に加え，5.2 節で検証した被験者ごとに 5 試行間で発現姿勢の反復性が高かった刺激電極パターンのみを用いた **F generalized** を構築し検証した．検証した表現の組み合わせは，Table 16 の各項目を組み合わせでできる全 6 種類とした．

Table 16 **F generalized における入出力表現の組み合わせ
(被験者ごとの反復性の高いパターンのみ使用)**

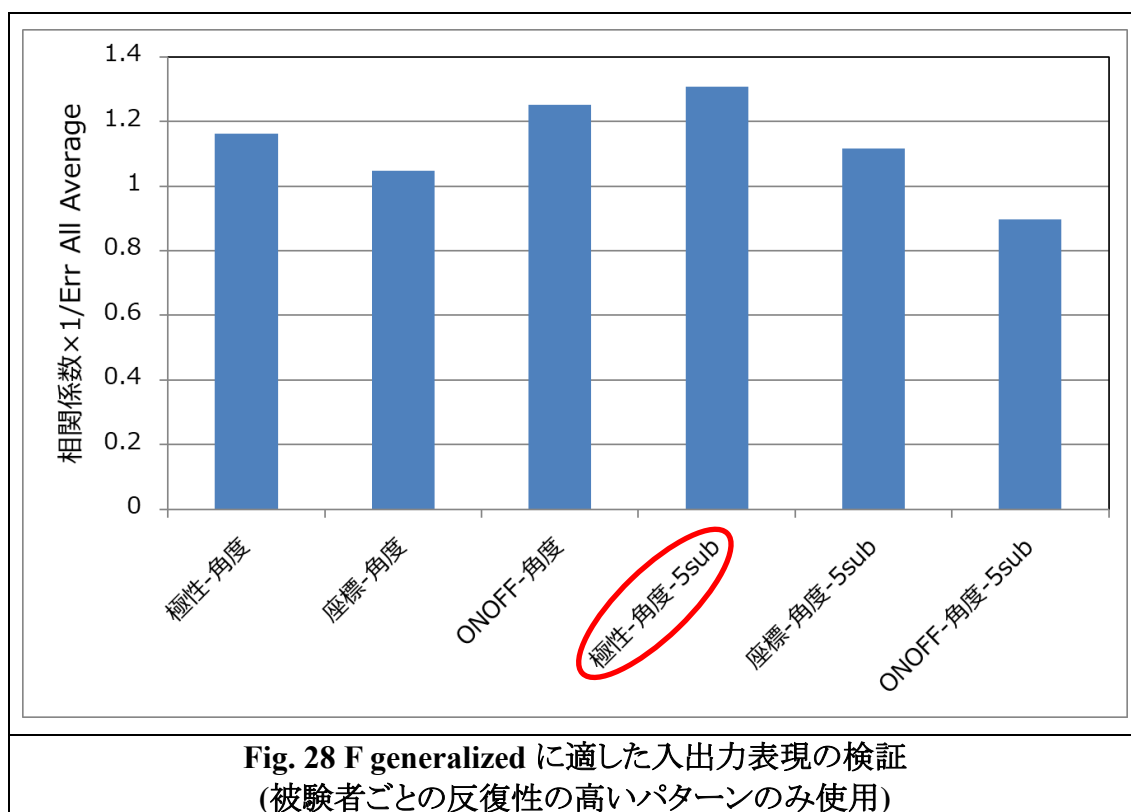
ANN INPUT 3 種類	ANN OUTPUT 1 種類	使用試行回数 1 種類	被験者数 2 種類
極性	関節角度	全試行間で 発現姿勢のの 反復性が 高いパターン	5 名
座標			7 名
ON/OFF			

検証した 6 種類の入出力表現において，関節ごとに算出した Err の平均値と手指姿勢の推定値と計測値の相関係数を Table 17 に示した．なお，各相関係数の p

値は全て有意水準 0.01 よりも十分に小さかったため省略した。本評価もこれまでと同様に、各被験者 12 種類の入出力表現ごとに算出した相関係数に $1/Err$ をかけた評価値を入出力表現ごとに全被験者で平均をとった値を Fig. 28 に示した。

Table 17 F generalized における Err および相関係数結果
(被験者ごとの反復性の高いパターンのみ使用)

Set	Err Average	correlation coefficient
極性-角度	0.65	0.76
座標-角度	0.70	0.73
ON/OFF-角度	0.62	0.77
極性-角度-5sub	0.60	0.78
座標-角度-5sub	0.67	0.75
ON/OFF-角度-5sub	0.77	0.69



この結果からも最も F generalized に適した入出力表現の可能性があるので、入力に極性表記、出力に関節角度表記、使用被験者数は再現性の低い被験者 2 名

を除いた 5 名であった．以上の結果から **F generalized** に適した入出力表現の可能性のある表現の組み合わせは，入力に極性表記，出力に関節角度表記，被験者 5 名とした．

5.3.2 項および 5.3.3 項の検証で決定した **F specialized** と **F generalized** に適した入出力表現の可能性のある表現方法を用いて構築した各 **Forward model** を用いて，手指姿勢と刺激電極パターンをクラスタリングした．これにより導出された刺激電極パターンを用いて，次節にて **Forward model** の再現性と汎化性能を検証し，刺激位置と発現する姿勢の関係表現に最も適した **Forward model** を決定する．

5.4 F generalized の再現性の検証

本節では、前節で述べた入出力表現に適している可能性がある表現の組み合わせを用いて構築した F generalized によって導出した刺激電極パターンを用いた姿勢の再現性を検証した結果を述べる。

F generalized は、複数の使用者を想定し使用者に対してロバスト性の高い、ユニバーサルな表現方法を目的としている。そのため、F generalized の検証は学習に組み込まれていない新規の被験者 2 名(Sub H, Sub I)と既知の被験者(Sub B)で評価を行った。評価方法は構築した各 F generalized 用いて出力された手指姿勢をクラスタリングして導出した刺激電極パターンを用いて発現させた姿勢と、使用した刺激電極パターンにより本来発現するはずの目的姿勢を近傍の評価を、距離を基準として行った。評価した距離は、正規化した目的姿勢に対する発現させた姿勢のユークリッド距離に姿勢同士の内積の逆数をバイアスとしてかけた距離とした。これにより単純な距離による近傍評価ではなく、姿勢の方向性を考慮に入れた近傍評価を行った。近傍の判定基準は、F generalized 用いて出力された手指姿勢をクラスタリングした際に同一クラスターの閾値とした距離以下であることを条件とした。

5.3.3 項の結果より F generalized の構築に用いた入出力表現は、入力に極性表記、出力に関節角度表記を用い、発現した姿勢の反復性の高かった 5 名の被験者のみのデータを用い、全試行または 3 試行分の全刺激電極パターンのデータと、発現する姿勢の反復性が高かった刺激電極パターンのみのデータを用いた 3 種類とした(Table 18)。

Table 18 F generalized 入出力表現

	入力 表記	出力 表記	被験者数	使用試 行数	使用刺激電極 パターン
F generalized (1)	極性	関節角度	5	5 試行	全パターン
F generalized (2)				3 試行	全パターン
F generalized (3)				5 試行	反復性の高い パターンのみ

まずそれぞれの F generalized から出力された姿勢をクラスタリングし、それに基づき刺激電極パターンもクラスタリングし、ある姿勢を発現させる刺激電極パターン群を示した Look up table を作成した。F generalized(1)から作成した Look up table を Fig. 29 に一例として示した。F generalized(2)と F generalized(3)の Look up table はそれぞれ付録 B の Fig. 51 と Fig. 52 に示した。















































































































































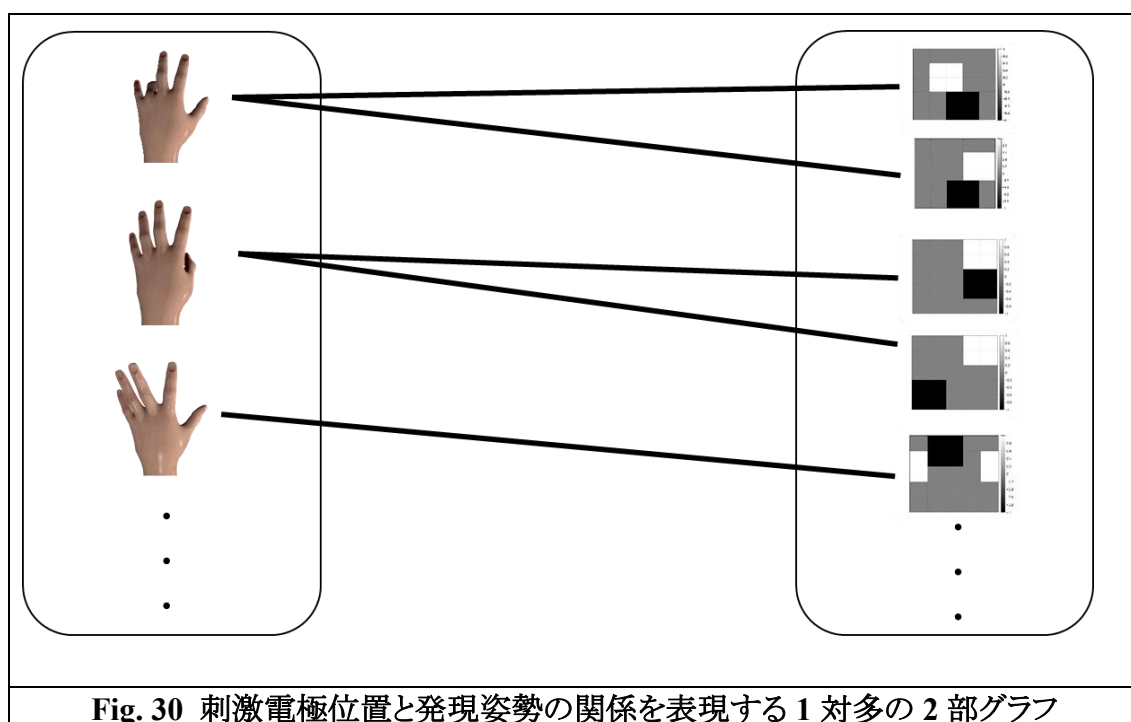
No.	姿勢	刺激電極パターン(全125パターン)									
1											
2											
3											
											
4											
5											
6											
7											
											
8											
9											
10											
11											
12											
13											
											
											
											
											
14											
15											
16											
17											
											

Fig. 29 F generalized (1) により作成した Look up table

各姿勢のクラスタリングに基づく刺激電極パターンのクラスタリングによる Look up able から各姿勢に対応した刺激電極パターンが導出できた。これにより姿勢ごとに競合しない複数の刺激電極パターンの導出ができ、刺激電極位置と発現姿勢の関係が 1 対多の 2 部グラフになっていることが明らかとなった(Fig. 30).



これらの刺激電極パターンを用いて、新たに 4.3 節の電極貼付方法に従い電極を貼付し刺激実験を 3 試行実施し、各試行で発現した姿勢と Look up able で対応付けられている目的姿勢との近傍による姿勢の再現性を検証した。再現性があるとする基準は、Look up table によって各姿勢に対応づけられた刺激電極パターンのうち、1 種類でも 3 試行共通の刺激電極パターンで姿勢の再現に成功していることとした。

Table 19 と Fig. 31・Fig. 32 に $F_{generalized}(1)$ から作成した Look up table を用いて導出した刺激電極パターンを用いた新規被験者 Sub H に対する刺激実験による姿勢の再現性の検証結果を示した。 $F_{generalized}(2)$ と (3) を用いた結果については付録 B の Table 22 と Table 23、および Fig. 53-Fig. 56 に示した。

Table 19 F generalized (1)の再現性の性能評価結果・Sub H

姿勢 No	刺激 電極 パタ ー ン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1-2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1-3 再現 率	Tri3 再現 率
6	1	1	100.0	1	100.0	100.0	1	100.0	100.0
11	1	1	100.0	1	100.0	100.0	1	100.0	100.0
4	1	1	100.0	0	50.0	0.0	1	66.7	100.0
14	2	2	100.0	0	50.0	0.0	1	50.0	50.0
5	7	5	71.4	3	57.1	42.9	4	57.1	57.1
9	5	3	60.0	1	40.0	20.0	1	33.3	20.0
3	12	7	58.3	7	58.3	58.3	5	52.8	41.7
1	2	1	50.0	1	50.0	50.0	1	50.0	50.0
17	12	6	50.0	2	33.3	16.7	2	27.8	16.7
2	2	1	50.0	0	25.0	0.0	0	16.7	0.0
10	2	1	50.0	0	25.0	0.0	0	16.7	0.0
13	49	24	49.0	16	40.8	32.7	14	36.7	28.6
15	5	2	40.0	2	40.0	40.0	2	40.0	40.0
12	3	1	33.3	1	33.3	33.3	1	33.3	33.3
7	13	4	30.8	5	34.6	38.5	1	25.6	7.7
16	7	2	28.6	3	35.7	42.9	4	42.9	57.1
8	1	0	0.0	0	0.0	0.0	0	0.0	0.0

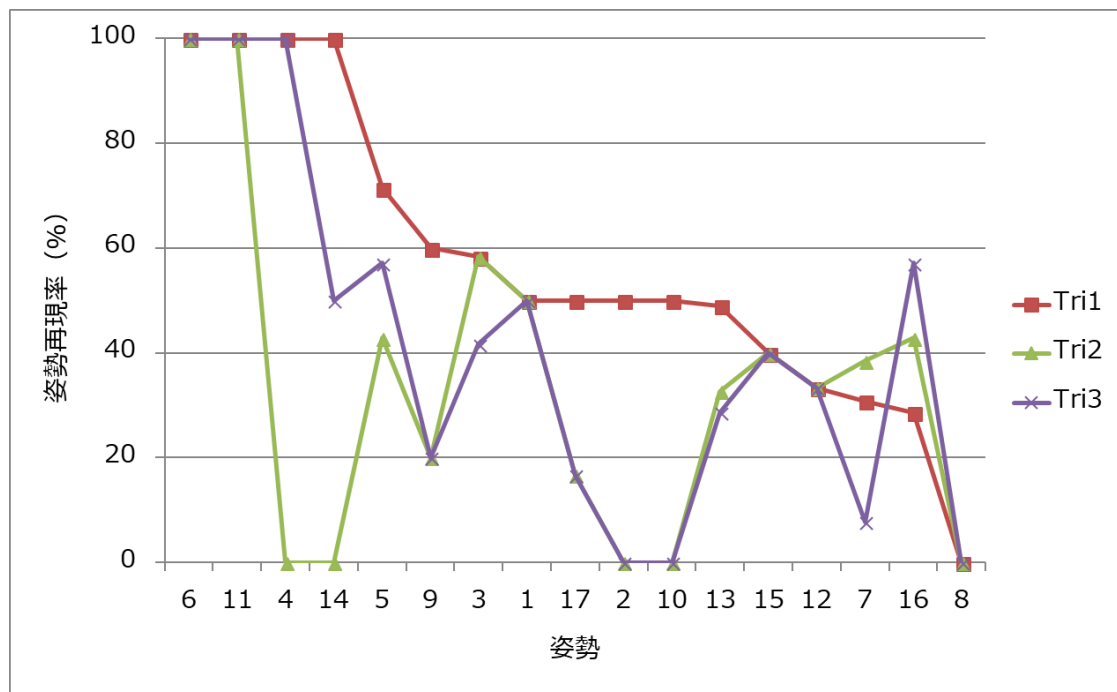


Fig. 31 F generalied (1)に基づく Look up table の各姿勢に対するの再現性・
Sub H

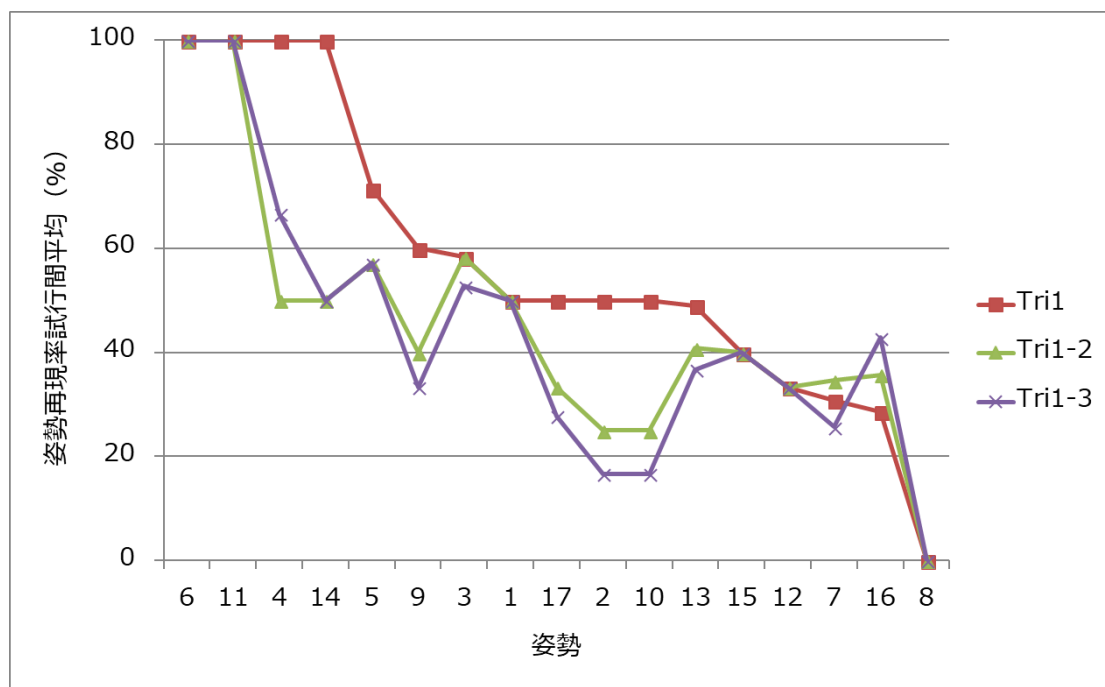


Fig. 32 F generalied (1) に基づく Look up table の各姿勢に対する試行間
再現率平均の推移・Sub H

Sub HにおいてF generalized(1)から出力された手指姿勢をクラスタリングした結果、17 種類の発現姿勢とそれらに対応した刺激電極パターンを導出できた。再現性の検証では、先に述べた基準である 1 種類でも 3 試行共通の刺激電極パターンで姿勢の再現に成功しているかに従って検証を行った。その結果、再現性があると確認できた姿勢が、17 姿勢中 12 姿勢であった。

次に、F generalized(2)から出力された手指姿勢をクラスタリングした結果、10 種類の発現姿勢とそれらに対応した刺激電極パターンを導出できた。F generalized(2)において再現性があると確認できた姿勢は 10 姿勢中 8 姿勢であった。しかしながら、最も高い再現率でも 75%程度であった。

3 つ目の、F generalized(3)から出力された手指姿勢をクラスタリングした結果、18 種類の発現姿勢とそれらに対応した刺激電極パターンを導出できた。F generalized(3)において再現性があると確認できた姿勢は 18 姿勢中 10 姿勢であった。また全体を通して、試行数の増加に伴い再現率のわずかな低下が見られた。

3 種類の F generalized の中で新規の被験者である Sub H に対して、3 試行ともに同一の刺激電極パターンで姿勢の再現が確認できた姿勢が多くかつ個々の姿勢の再現率も高かった F generalized は、入力に極性表記、出力に角度表記を用い、5 人の被験者の全 5 試行分のデータを用いて学習した F generalized(1)であった。このことから、入力に極性表記、出力に角度表記を用い、5 人の被験者の全 5 試行分のデータを用いて学習した F generalized(1)が、複数の使用者に対しロバスト性の高いユニバーサルな表現方法である可能性が示唆された。

続いて Sub I での検証結果を示した。Sub I について、F generalized(1)において再現性があることが確認できた姿勢は 17 姿勢中 14 姿勢であった。次に、F generalized(2)において再現性があると確認できた姿勢は 10 姿勢中 10 姿勢であった。F generalized(3)において再現性があると確認できた姿勢は 18 姿勢中 15 姿勢であった。また Sub I においても全体を通して、試行数の増加に伴い再現率のわずかな低下が見られた。

3 種類の F generalized の中で新規の被験者である Sub I に対して、3 試行ともに同一の刺激電極パターンで姿勢の再現が確認できた姿勢が多かったのは F generalized(2)であったが、個々の姿勢における再現率がより高い表現方法は F generalized(1)であった。

F generalized は複数の使用者を想定し使用者に対してロバスト性の高いユニバーサルな表現方法を目的としているため、Sub H・Sub I どちらにも再現率の高い姿勢の多い F generalized(1)がより適した表現方法である可能性が考えられる。これらのことを踏まえ、既知の被験者においても同様の検証を行った(図表は付録に記載)。

既知の被験者では、F generalized(1)において再現性があると確認できた姿勢は

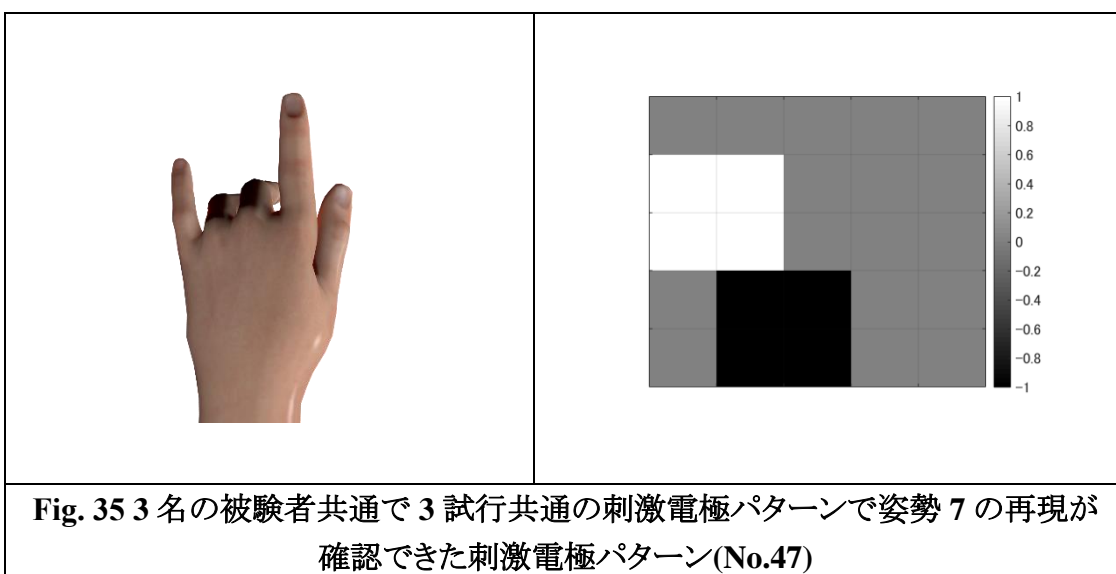
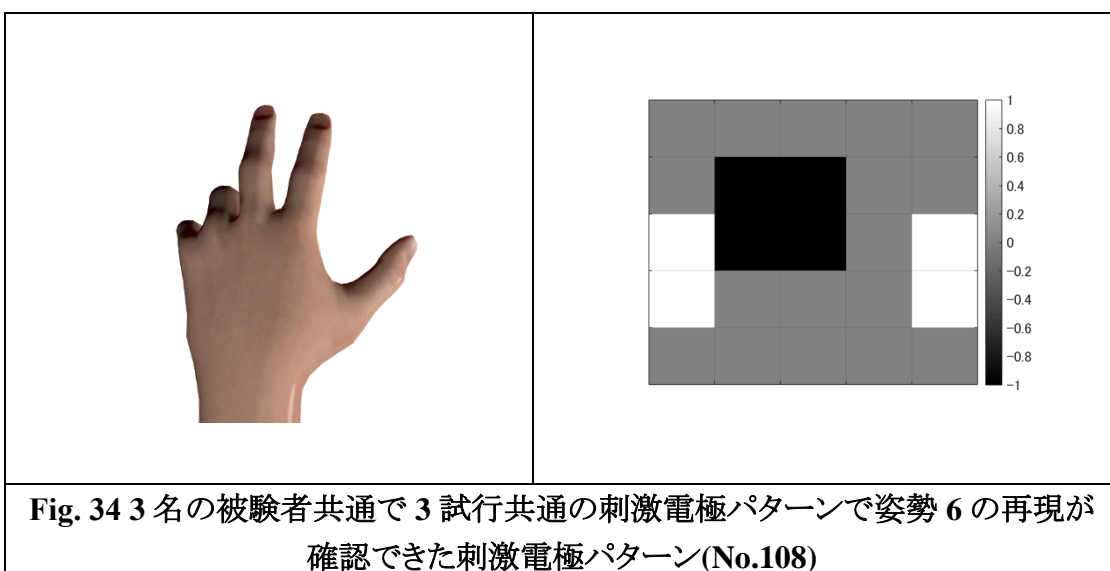
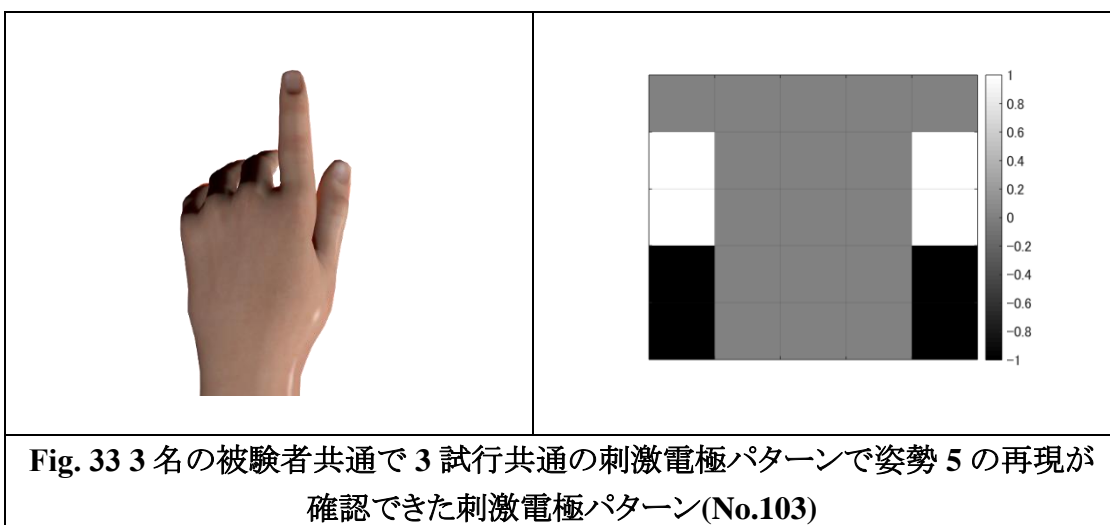
17 姿勢中 11 姿勢であった。次に、F generalized(2)において再現性があると確認できた姿勢は 10 姿勢中 9 姿勢であった。F generalized(3)において再現性があると確認できた姿勢は 18 姿勢中 11 姿勢であった。Sub B においては全体を通して、試行数の増加に伴い徐々に再現性能が向上していく傾向にあった。これは、既知の被験者の場合、新規の被験者とは異なりすでに電気刺激を経験したことがあるため、刺激に対して新規の被験者よりも早く慣れることができたため、より自然な反応が見られたと考えられる。

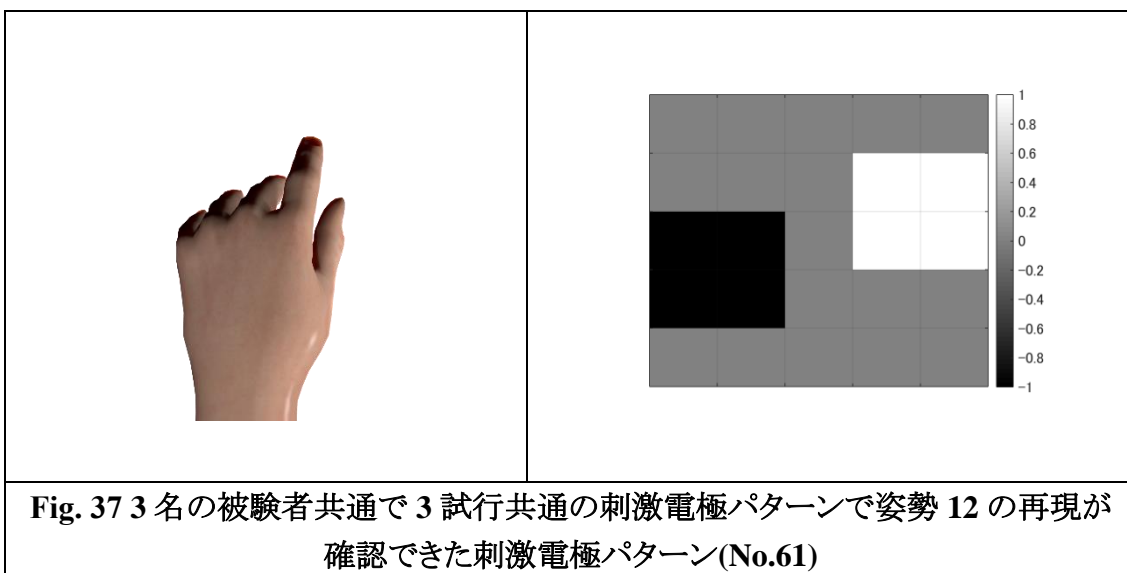
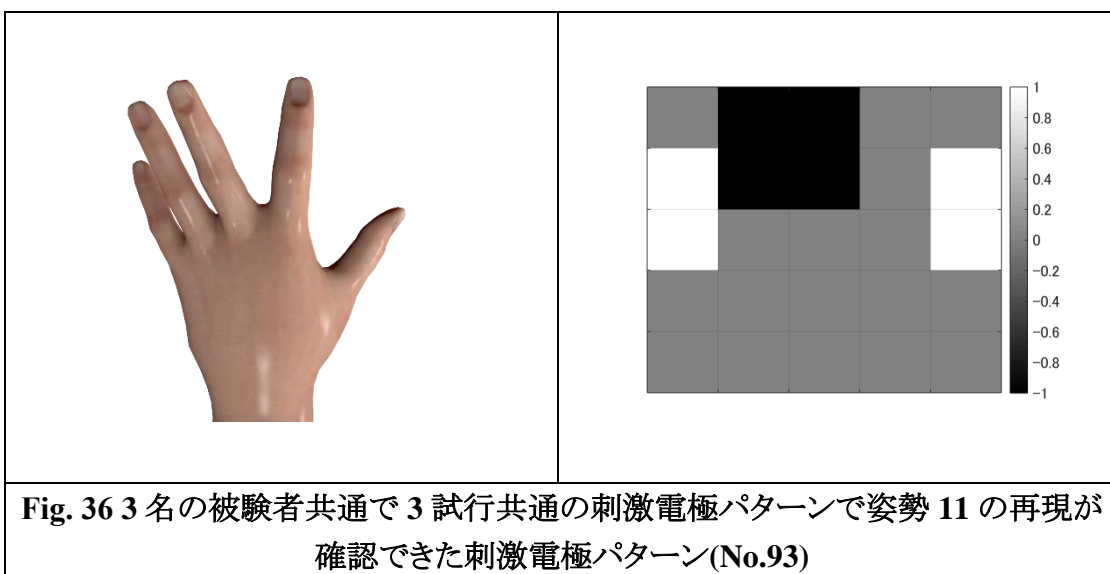
既知の被験者においては F generalized(3)が最も再現性のある姿勢が多くかつ再現率も高い表現方法であった。しかしながら、F generalized はユニバーサルな表現方法を目的としているため、新規の被験者をより表現できていることを優先させ、F generalized(1)を採用することとした。

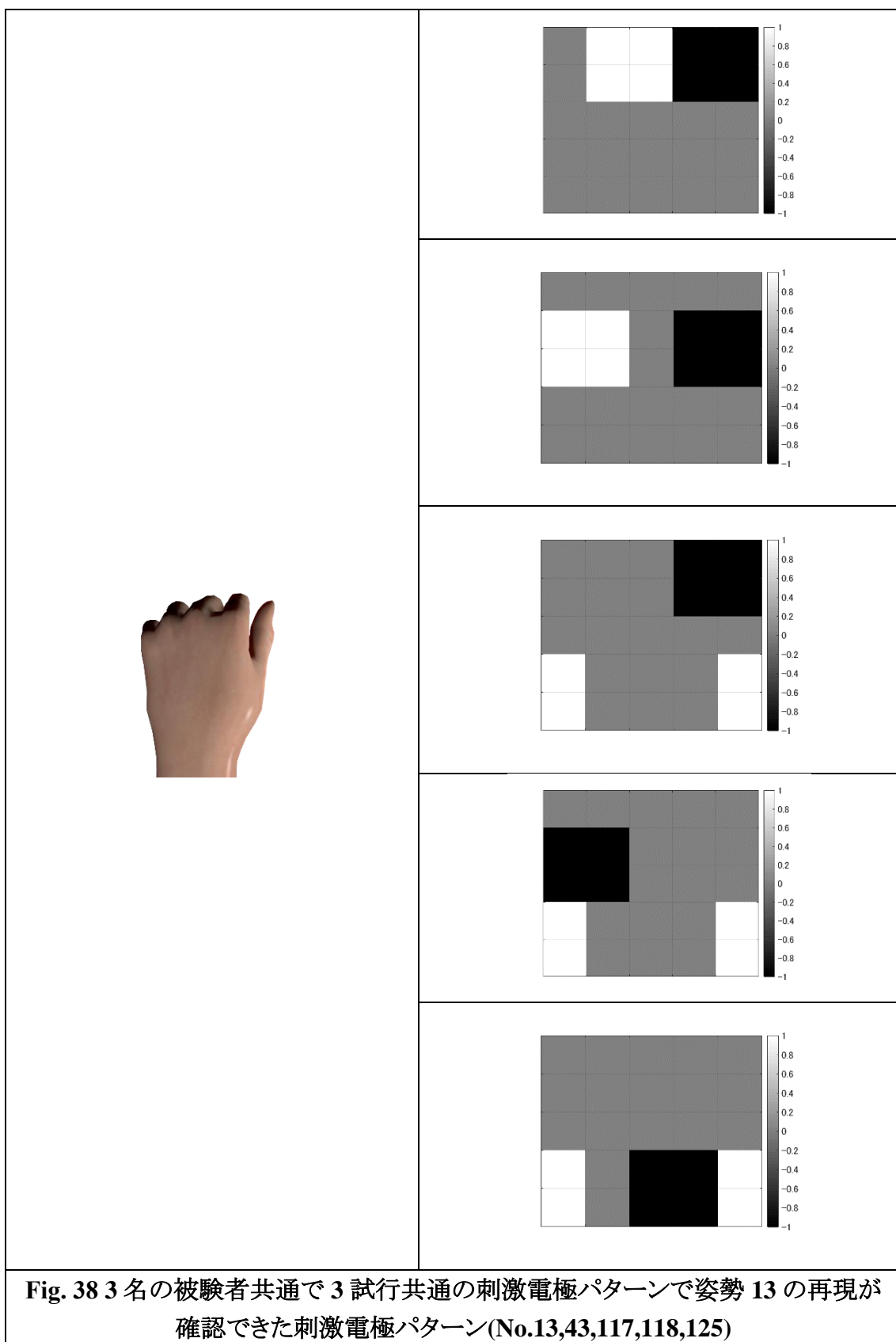
Sub I においては F generalized(2)の性能も高かったが、新規・既知の 3 名の被験者共通で 3 試行共通の刺激電極パターンで姿勢の再現が確認できた刺激電極パターンは、F generalized(1)では 17 姿勢中 8 姿勢 13 種類導出でき、F generalized(2)では 10 姿勢中 4 姿勢 9 種類であった。このことからより多くの姿勢と刺激電極パターンを導出することができた F generalized(1)をユニバーサルな表現方法として採用することとした。

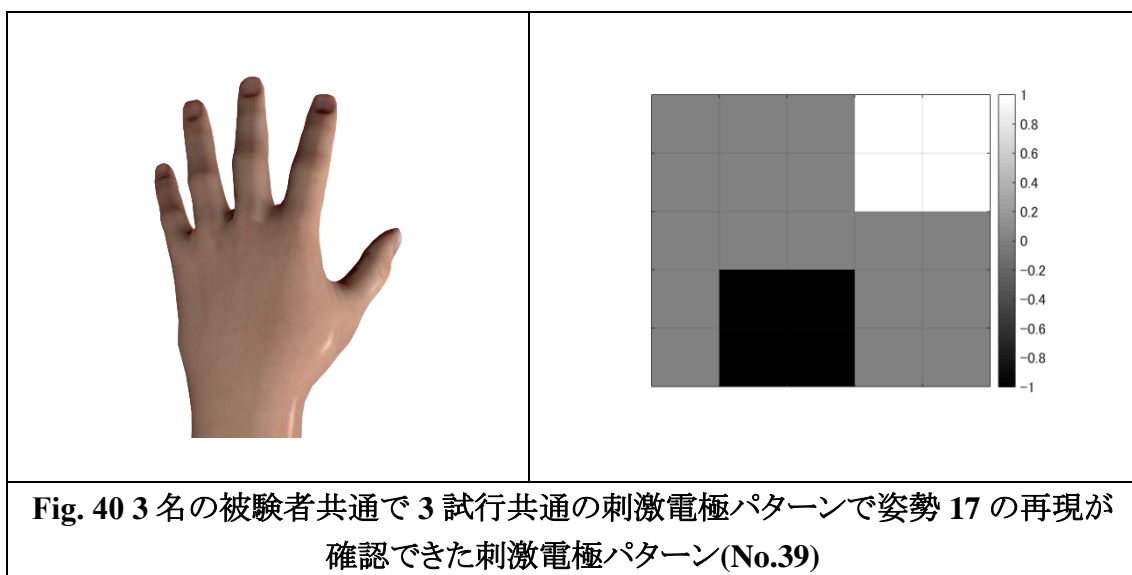
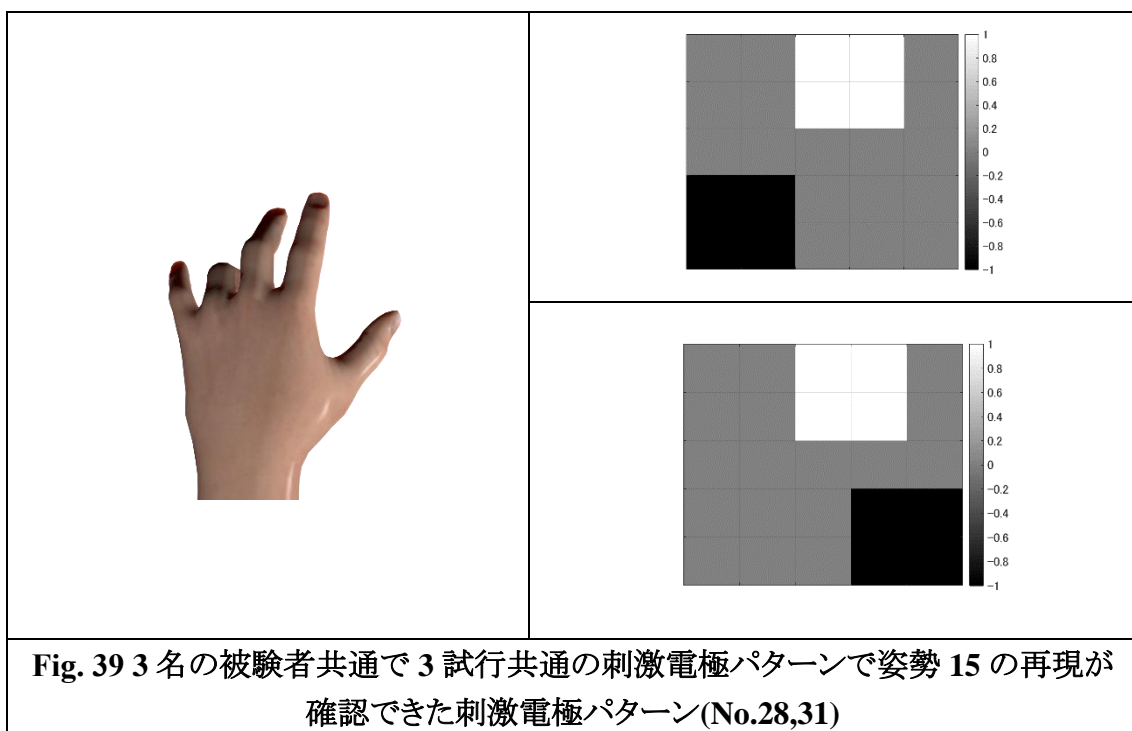
F generalized(1)によって導出された新規・既知の 3 名の被験者共通で 3 試行共通の刺激電極パターンで姿勢の再現が確認できた刺激電極パターンを Fig. 33-Fig. 40 に示した。さらにその中で、新規の被験者 2 名において姿勢の再現率が 2 試行以上で 8 割を超え、かつ、3 試行同一の刺激電極パターンで姿勢の再現が確認できた姿勢とその刺激電極パターンは姿勢 6 の刺激電極パターン No.108 と姿勢 11 の刺激電極パターン No.93 の 2 姿勢 2 刺激電極パターンであった(Fig. 34, Fig. 36)。これは複数の使用者で目的姿勢を発現させることが可能な、使用者に対してロバスト性の高いユニバーサルな刺激電極パターンであるといえる。しかしながら、反復性が高いことと再現性が高い刺激電極パターンは異なり、このことから同じように電極を貼ったとしても必ずしも同じ刺激電極パターンで姿勢の再現ができるわけではなく、刺激位置の探索が難しいことを意味していると考えられる。そのため、Forward model による刺激位置と発現姿勢の関係表現に基づいたユニバーサルな姿勢と刺激電極パターンの導出や刺激位置探索手法が必要となる。

以上の結果から複数の使用者に対し Look up table を用いた刺激位置探索手法が有用であることが示唆された。









5.5 F specialized の再現性の検証

前節では複数の使用者を想定し使用者に対してロバスト性の高いユニバーサルな表現方法を目的とした F generalized において再現性の検証を行った。本節では前節に引き続き、Forward model の入出力表現に適している可能性がある表現の組み合わせを用いて構築した F specialized によって導出した刺激電極パターンを用いた姿勢の再現性を検証した結果を述べる。

F specialized は特定の使用者に特化させ、刺激（電極貼付位置、生体状態、電極状態など）に対しロバスト性の高い刺激電極パターンと姿勢の導出を目的としている。そのため F specialized の検証は既知の被験者で再現性を検証した。評価方法は F generalized と同様の基準で行った。5.3.2 項の結果より、入力に極性表記、出力に関節角度表記を用い、全試行または 3 試行分の全刺激電極パターンのデータを学習に用いた 2 種類の F specialized を構築し検証した(Table 20)。

Table 20 F specialized の入出力表現

	入力表記	出力表記	使用試行数
F specialized (1)	極性	関節角度	5 試行
F specialized (2)			3 試行

5.4 節で述べた F generalized の評価方法と同様に姿勢に紐づけた刺激電極パターンによる刺激実験を行い、姿勢の再現性を検証した。

Table 21 と Fig. 41-Fig. 42 に Sub B の F specialized (1)に基づく刺激電極パターンによる姿勢の再現性の検証結果を示した。F specialized (2) に基づく刺激電極パターンの姿勢の再現性の検証結果の図表は付録 C に示した。

Table 21 F specialized(1)_Sub B の再現性評価結果

姿勢 No	刺激 電極 パタ ーン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1-2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1-3 再現 率	Tri3 再現 率
2	1	1	100.0	1	100.0	100.0	1	100.0	100.0
6	2	2	100.0	2	100.0	100.0	2	100.0	100.0
11	1	1	100.0	1	100.0	100.0	1	100.0	100.0
15	2	2	100.0	2	100.0	100.0	2	100.0	100.0
19	2	2	100.0	2	100.0	100.0	2	100.0	100.0
10	3	2	66.7	3	83.3	100.0	3	88.9	100.0
3	7	3	42.9	6	64.3	85.7	7	76.2	100.0
4	1	1	100.0	0	50.0	0.0	1	66.7	100.0
8	1	1	100.0	0	50.0	0.0	1	66.7	100.0
14	23	13	56.5	19	69.6	82.6	22	78.3	95.7
16	9	4	44.4	6	55.6	66.7	8	66.7	88.9
13	20	8	40.0	15	57.5	75.0	16	65.0	80.0
7	10	6	60.0	7	65.0	70.0	8	70.0	80.0
5	17	6	35.3	12	52.9	70.6	13	60.8	76.5
17	12	6	50.0	8	58.3	66.7	9	63.9	75.0
12	8	8	100.0	6	87.5	75.0	4	75.0	50.0
1	2	1	50.0	1	50.0	50.0	1	50.0	50.0
9	2	0	0.0	1	25.0	50.0	1	33.3	50.0
18	2	0	0.0	1	25.0	50.0	0	16.7	0.0

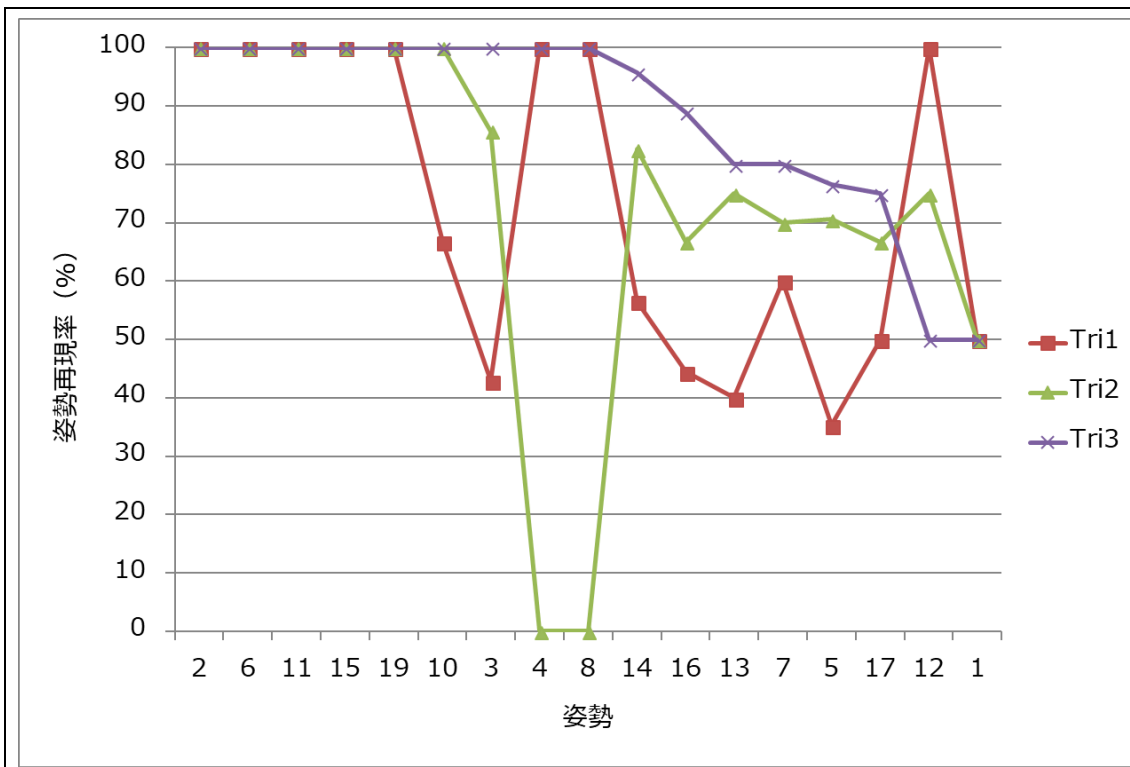


Fig. 41 F specialized (1) _Sub B の各姿勢に対する各試行の再現率

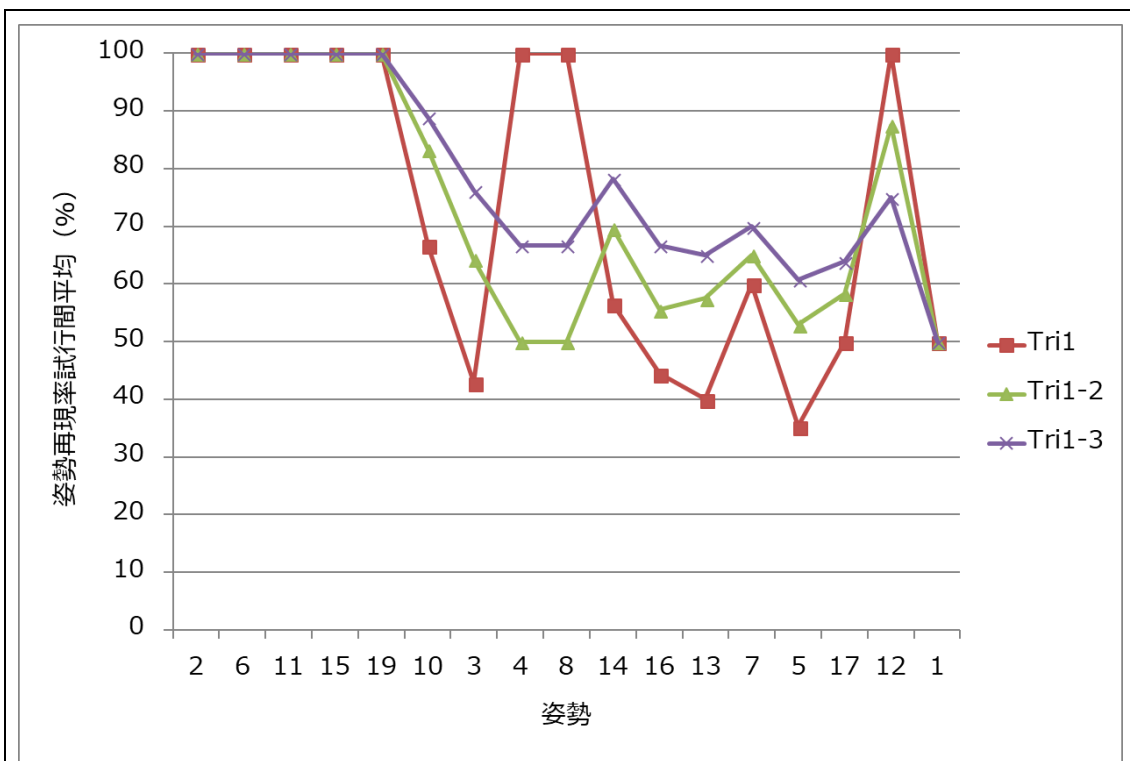


Fig. 42 F specialized (1) _Sub B の再現性評価結果における各姿勢に対する
試行間再現率平均の推移

F specialized(1)_Sub B から出力された手指姿勢をクラスタリングした結果、発現した姿勢を 19 個のクラスタに分けられ、それぞれに対応した刺激電極パターンを導出できた。再現性の評価では、5.4 と同様の 1 種類でも 3 試行共通の刺激電極パターンで姿勢の再現に成功しているかに加え、F specialized は個人に特化しているため 3 試行すべてで再現率が 8 割を超えていることを条件とした。その結果、1 種類でも 3 試行共通の刺激電極パターンで姿勢の再現に成功している姿勢が 19 姿勢中 15 姿勢あった。加えて試行が増えるに伴い徐々に再現率の性能が向上していく傾向にあった。これは F generalized においても同様の傾向が見られ、刺激に対して新規の被験者よりも早く慣れることができたためより自然な反応が見られたと考えられる。また、3 試行ともに同一の刺激電極パターンで姿勢の再現が確認でき、かつ 3 試行すべてで再現率が 8 割を超えた姿勢は 19 姿勢中 5 姿勢であった。

次に、F specialized(2)_Sub B から出力された手指姿勢をクラスタリングした結果、発現した姿勢を 20 個のクラスタに分けられ、それぞれに対応した刺激電極パターンを導出できた。F specialized(2)_Sub B においても 3 試行目になるにつれ再現率の向上が見られ、1 種類でも 3 試行共通の刺激電極パターンで姿勢の再現に成功している姿勢が 20 姿勢中 19 姿勢であった。しかしながら、3 試行ともに同一の刺激電極パターンで姿勢の再現が確認でき、かつ 3 試行すべてで再現率が 8 割を超えた姿勢は 20 姿勢中 3 姿勢であった。

この結果から、より安定して姿勢の再現ができている入力に極性表記、出力に角度表記を用い、全 5 試行分のデータを用いて学習した F specialized(1)が Sub B において刺激位置と発現姿勢の関係を表現する手法として適していると考えられる。

Sub B について、F generalized(1)では 3 試行ともに同一の刺激電極パターンで姿勢の再現が確認できた姿勢は 17 姿勢中 11 姿勢あり、F specialized(1)_Sub B では 19 姿勢中 15 姿勢であった。このことから F specialized で個人に特化させることで、発現させられる姿勢をユニバーサルな表現よりも増やすことが可能である。個人において様々な刺激電極パターンに対して発現する姿勢の情報をさらに学習させた F specialized を構築することで、より有用なシステムが構築可能であることが示唆された。

さらに F specialized の Weight map を用いた刺激位置探索手法によって、各手指関節と関係の強い個々の刺激電極を特定することができた。Fig. 43 に F specialized (1) _Sub B で構築した Weight map を示した。

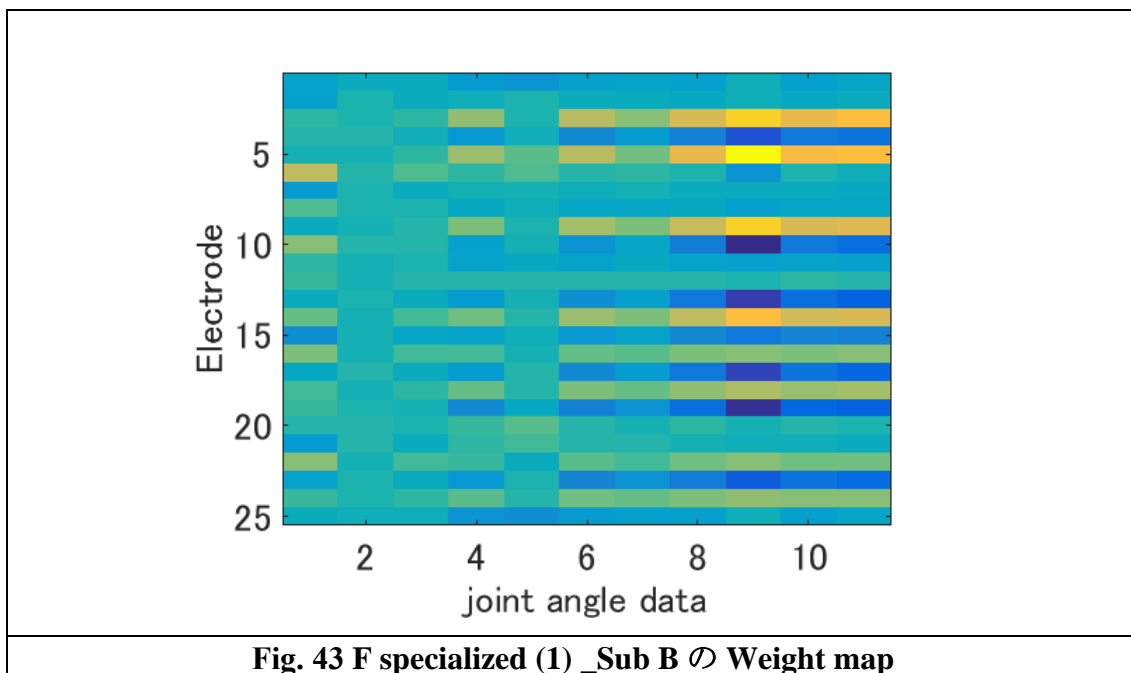
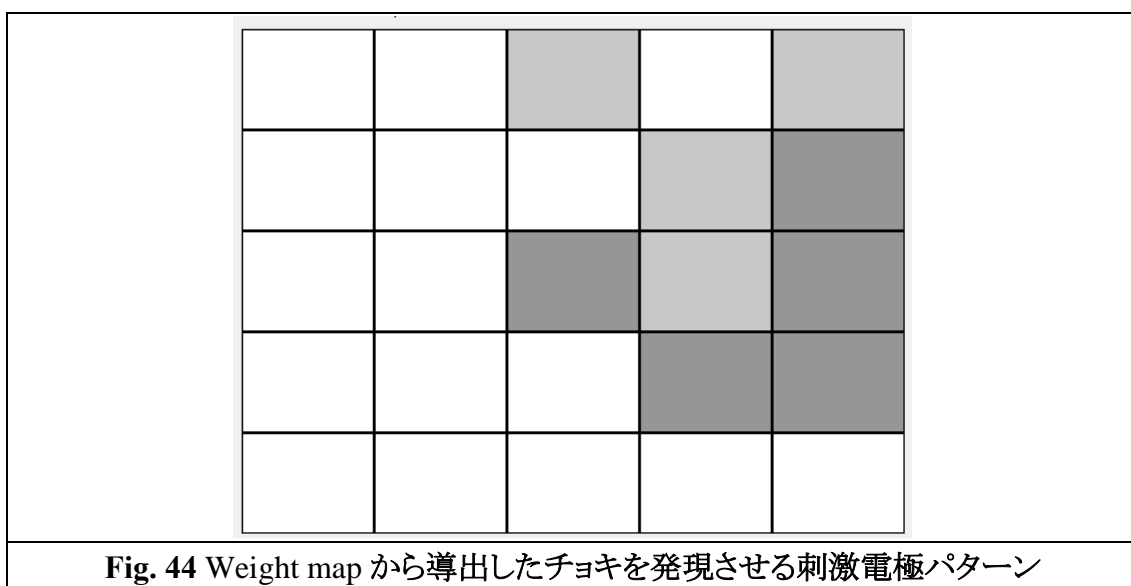


Fig. 43 の Weight map から Sub B は、薬指(8・9)・小指(10・11)が特に強く連動していることがわかる。これらの関節と特に関係の強い電極は、3, 5, 9, 14 であることや、母指 CM(1)と関係が強い電極が 6 であることなどが読み取れる。この重みマップから、グー・パーを含む、チョキ・サムズアップなどの特徴的な 6 姿勢を短い探索時間で発現させることが可能である。Sub B において Weight map を用いてチョキを発現させることができた際の刺激電極パターンを Fig. 44 に示し、実際に左前腕での刺激電極位置を Fig. 45 に示した。



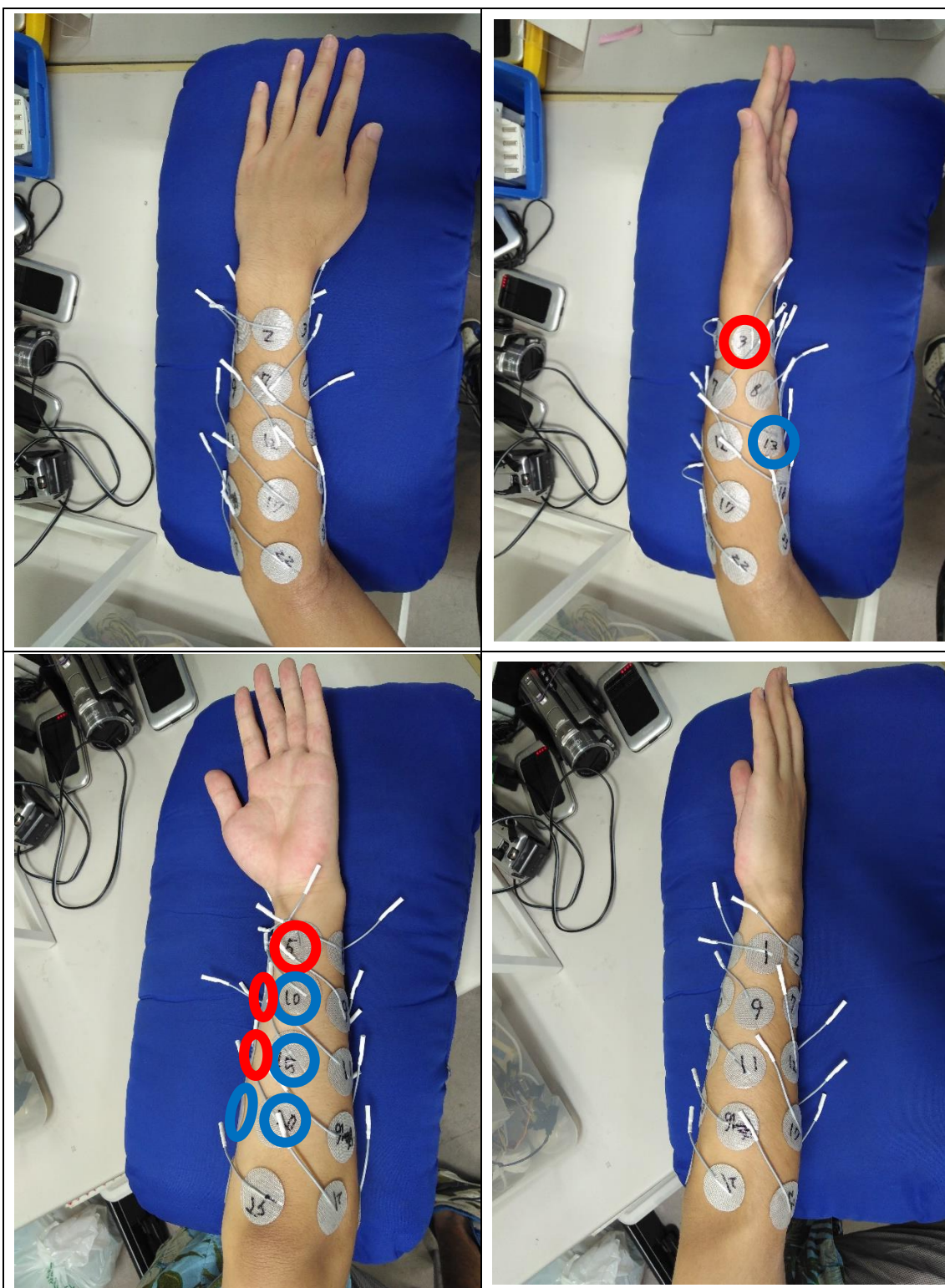


Fig. 45 チョキを発現させる刺激電極位置

5.6 I generalized の再現性の検証

本論文は、多点表面電気刺激を用いて手指姿勢を制御する技術の開発を目的とし、刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法の開発を試みた。5.4 節と 5.5 節で、関係の表現に適した ANN の入出力表現を用いて構築した F generalized と F specialized の姿勢の再現性の検証を行った。その結果、Forward model を用いた刺激位置探索手法の有用性が示唆された。

本節では Forward model と入出力関係を逆にした Inverse model によって導出した刺激電極パターンによる姿勢の再現性を検証した結果を述べる。3.4 節でも述べたように、Inverse model は Forward model よりも刺激（電極貼付位置、生体状態、電極状態など）に対しよりロバスト性の高い刺激電極パターンと姿勢を導出することを目的として構築している。Inverse model も Forward model 同様、複数の使用者を対象とした I generalized と個人に特化させたより I specialized の 2 種類を構築しそれぞれ検証した。姿勢の再現性の検証方法は 5.4 節で F generalized を評価した方法と同様に、I generalized から導出した刺激電極パターンによって発現した姿勢と本来発現するはずの目的姿勢の近傍を距離を基準とした。

検証に用いた I generalized は、F generalized(1)より導出した手指姿勢と刺激電極パターンを ANN の入出力に用いて構築した。I generalized は F generalized(1)のクラスタリング結果を入出力に用いているため、入力姿勢数、出力刺激電極パターン数ともに 17 種類である。I generalized で導出した刺激電極パターンを用いて、4.3 節の電極貼付方法に従い電極を再貼付し刺激実験を行い、発現した姿勢と目的姿勢が近傍と評価できた 17 姿勢中の 5 姿勢とその刺激電極パターンを Fig. 46 に示した。これらは Forward model よりも再現性の高いユニバーサルな姿勢とそれを発現させる刺激電極パターンである。

I generalized を用いることで、Look up table による刺激位置探索の高効率化が可能となり、特定の姿勢を発現させる使用者に対しロバストな刺激電極パターンの導出に成功した。

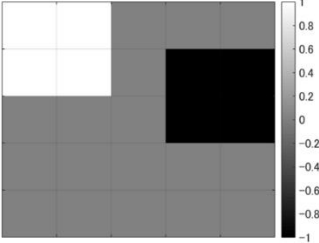


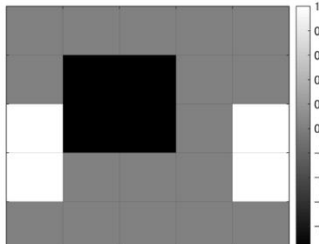


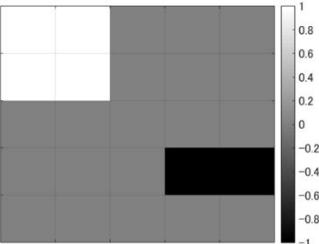


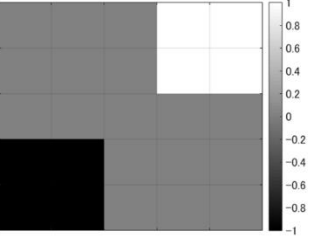


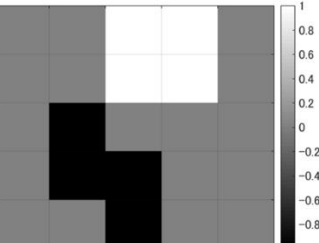


推定刺激電極 パターン	入力姿勢	実際の 発現姿勢
	4 	
	6 	
	8 	
	10 	
	15 	

Fig. 46 I generalized より導出した Forward model よりも再現性の高いユニバーサルな姿勢とそれを発現させる刺激電極パターン

5.7 I specialized 再現性の検証

前節では I generalized によって導出した刺激電極パターンによる姿勢の再現性を検証した結果を述べた。本節では前節に引き続き、個人に特化させた I specialized によって導出した刺激電極パターンによる姿勢の再現性を検証した結果を述べる。姿勢の再現性の検証方法は前節と同様である。

検証に用いた I specialized は、5.5 節で構築した Sub B の F specialized(1)より導出した手指姿勢と刺激電極パターンを ANN の入出力に用いて構築し、I specialized_Sub B と表現した。I specialized_Sub B は F specialized(1)_Sub B のクラスタリング結果を入出力に用いているため、入力姿勢数、出力刺激電極パターン数ともに 19 種類である。I specialized_Sub B で導出した刺激電極パターンを用いて、4.3 節の電極貼付方法に従い電極を再貼付し刺激実験を行い、発現した姿勢と目的姿勢が近傍と評価できた 19 姿勢中の 7 姿勢とその刺激電極パターンを Fig. 47 に示した。これらは個人にとって Forward model よりも高い再現性のある姿勢とそれを発現させる刺激電極パターンである。

I specialized を用いることで、F specialized による刺激位置探索の高効率化をし、特定の姿勢を発現させる使用者に対しロバストな刺激電極パターンの導出に成功した。

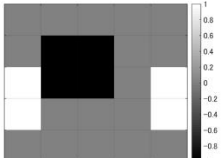


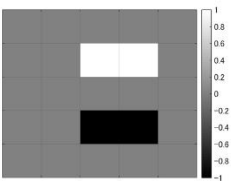


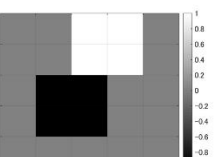


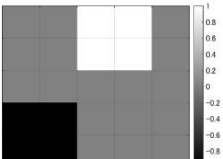


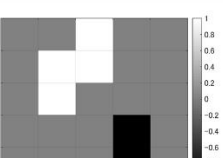


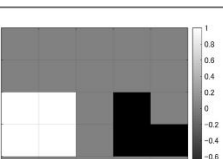


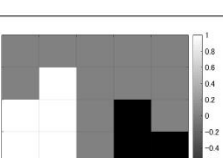


推定刺激電極 パターン	入力姿勢	実際の 発現姿勢
	2 	
	3 	
	4 	
	8 	
	9 	
	10 	
	18 	

Fig. 47 I specialized_Sub B より導出した F specialized (1) _Sub B よりも高い再現性のある姿勢とそれを発現させる刺激電極パターン

第 6 章 結論と今後の展望

6.1 結論

6.2 今後の展望

6.1 結論

本論文は、機能的電気刺激(Functional electrical stimulation ; FES)を用いて手指姿勢を制御する技術の開発を目的としている。

FES は、電気刺激によって筋収縮を伴う関節運動を引き起こし、様々な姿勢を発現させる技術の総称であり、古くより幅広い分野でその有用性が述べられてきている。中でも、多点表面電気刺激により手指姿勢を発現させる重要性が指摘されている。手指姿勢の制御には、前腕部の限られた領域に存在する数十本の筋を適切に選択し刺激する必要があるが、姿勢の再現性を担保することには困難が伴う。この困難は、刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法が確立されていないため、適切な皮膚表面上の刺激位置を容易に選択できないことに起因している。本論文ではこの課題を“皮膚表面上の刺激位置の選択問題”と表現した。従来研究では、これら課題が存在するために、制御可能な姿勢は握り開きなどの単純な姿勢に限定されてきた。また、意図する手指姿勢を制御する刺激電極位置の探索手法は、全走査探索や逐次的な試行錯誤的方法に留まっており、有用な刺激電極位置の探索手法が確立されていないため、手指姿勢の制御は介助者の技能に大きく依存してきた。

そこで本論文では、手指姿勢を制御する技術として多点表面電気刺激を深めることとし、この技術の課題である“皮膚表面上の刺激位置の選択問題”を改善するために、刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現する手法の開発を試みた。

刺激位置と発現する手指姿勢の関係を表現するために、刺激位置と発現姿勢を表現する空間の定義を行い、これらを入出力とするニューラルネットワークを用いて関係の表現を試みた。関係の表現には、刺激電極パターンから手指姿勢を導出する“Forward model”と入出力関係を逆にした“Inverse model”を提案した。Forward model は、手指姿勢に紐付いた刺激電極パターンを導出する Look up table を構築することを目的としている。また、Inverse model は Forward model によって導出された刺激電極パターンと手指姿勢を入出力として用いる。これにより、Forward model よりもロバスト性の高い刺激電極パターンと姿勢の導出を目的としている。

本論文で得られた成果は4種類である。1つ目に、関係表現に適した入出力表記が極性表記と関節表記であることを特定した。2つ目に、関係表現に適した表記を用いて構築した Forward model によって導出した Look up table により、関係表現が姿勢に対し刺激電極パターンに競合のない2部グラフとして表記できることを示した。3つ目に、複数の使用者に対して全走査や逐次的な試行錯誤によ

る刺激位置探索なしに，特定の手指姿勢を発現させることができるロバストな刺激電極パターンを 5 種類特定した．これにより，関係表現に基づく高効率な刺激位置探索手法が確立できた．4 つ目に，ニューラルネットワークの重みから，手指関節に強い影響を及ぼす多点表面電極空間内の刺激電極を特定することに成功した．これにより，グー・チョキ・パーやサムズアップなどの，特徴的な形状の手指姿勢を発現させる刺激電極パターンを導出することができた．

本論文により，刺激位置と発現姿勢の関係の表現方法の開発に成功した．これにより，手指姿勢の制御における課題を改善し，多点表面電気刺激による手指姿勢の制御が可能である．

6.2 今後の展望

本論文により，刺激位置と発現姿勢の関係の表現方法の開発に成功した．これにより，手指姿勢の制御における課題を改善し，多点表面電気刺激による手指姿勢の制御が可能であると結論づけた．しかしながら，発現させることができる手指姿勢やユニバーサルな刺激電極パターンを増加させることが必要である．

今後は，発現させられる姿勢数の増加を目的とした電気刺激位置と発現姿勢の関係表現の性能向上が求められる．そのためには，入出力に用いる刺激電極パターン数や種類の増加，**Forward model** と **Inverse model** のさらなる繰り返し学習が必要であると考えられる．また，より複数の使用者を対象とした関係表現を構築することも重要である．そのためには，麻痺者や高齢者に関する入出力データが必要となる．加えて電極を貼付するオペレーターの技術の差など電気刺激を付与される対象以外の外的な要因も考慮した関係表現の構築も必要となると考えられる．

刺激位置と発現する手指姿勢の関係表現の性能向上によって，多点表面電気刺激による手指姿勢を制御するより有用な技術の確立が期待できる．

謝辞

本研究を進めるにあたり、多くの方々にご指導、ご協力をいただきましたことを感謝いたします。まず、指導教員である電気通信大学情報理工学研究科機械知能システム学専攻教授、横井浩史先生に深く感謝いたします。博士後期課程より横井先生の研究室にお世話になることになりましたが、研究に関して非常に実りのある議論を行うことができ、多くの知識を得ることができました。また、実際に研究を行うための実験設備や実験室についても十分に提供していただき、研究活動を思う存分行うことができました。さらに研究分野以外にも、人生計画などについても多大にご助言いただき、人生の大きな転機となったと思います。

本論文の副査を担当していただきました同専攻教授、小池卓二先生、岡田英孝先生、同専攻准教授、杉正夫先生、同大学脳科学ライフサポート研究センター准教授、姜銀来先生、並びに同大学先進理工学専攻教授、狩野先生にも深く感謝申し上げます。杉先生、姜先生には投稿論文の共著者として多くの議論と助言をいただき、大変お世話になりました。また、同大学機械知能システム学専攻助教、東郷俊太先生にご助言をいただくとともに本論文の細部にわたりご指導をいただいたことを感謝いたします。また、現在株式会社サイバーダイナ社にお勤めの元電気通信大学脳科学ライフサポート研究センター特任助教、森下壮一郎先生には学術的な議論やアドバイスを詳細に行っていただきましたことを感謝いたします。森下先生には、研究における難解な理論などを様々なこととアナロジーを取りながら非常にわかりやすく教えていただきました。また、本専攻横井・姜・東郷研究室各位には研究遂行にあたり日頃より有益なご討論ご助言をおいただき、ここに感謝の意を表します。

最後となりましたが、電気通信大学に入学してから休学を含め約 5 年間、結婚に出産そして学位取得と変化の多い日々となりました。そんな中、著者の進む道を快く受け入れていただいた両親と側で支えていただいた夫と子供に深く感謝をしたいと思います。

参考文献

- [1] Caspersen C.J., Bloemberg B.P., Saris W.H., Merritt R.K. and Kromhout D., “The prevalence of selected physical activities and their relation with coronary heart disease risk factors in elderly men: the Zutphen Study, 1985.” *Am. J. Epidemiol.* 133, pp.1078-1092, 1991.
- [2] 小熊祐子, “身体活動と健康 アクティブガイドを活用して”, *KEIO SFC JOURNAL*, Vol.14, NO.2, pp.86-102, 2014.
- [3] 厚生労働省, “健康づくりのための身体活動基準 2013”, 2013.
- [4] 鈴川芽久, 島田裕之, 小林久美子, 鈴木隆雄, “要介護高齢者における外出と身体機能の関係”, *理学療法科学*, 25 (1), pp. 103-107, 2010.
- [5] 内閣府, “平成 28 年度版 障害者白書”, 2016.
- [6] 坂井智明, 伊佐地隆, 田中喜代次, “自宅での運動実践が慢性期脳血管疾患片麻痺者の身体活動能力と健康関連 QoL におよぼす効果”, *日本生理人類学会誌*, Vol.8, NO.2, pp. 31-37, 2003.
- [7] 篠原純子, 宮腰由紀子, 岡田靖, 豊田一則, 森寺栄子, 新田壽子, 橋本眞智子, 前田美智子, 梯正之, 岡村仁, “脳梗塞患者の入院時における自尊感情と日常生活動作の関連”, *広島大学保健学ジャーナル*, Vol. 5 (1), pp. 28-34, 2005.
- [8] 横山純子, 宮腰由起子, “脳梗塞患者における発症後の自尊感情の経時的変化と関連要因”, *日本看護研究学会雑誌*, Vol. 31, No. 1, pp. 55-65, 2008.
- [9] 井上 勲, “運動機能回復を目的とした脳卒中リハビリテーションの脳科学を根拠とする理論とその実際” *相澤病院医学雑誌*, Vol. 8, pp. 1-11, 2010.
- [10] Deanna L Adkins, Jeffery Boychuk, Michael S Remple, and Jeffrey A Kleim, “Training Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord”, *Journal of Applied Physiology*, Vol.101, No.6, pp. 1776 –1782, 2006.
- [11] 川平和美, 下堂蘭恵: 脳卒中片麻痺患者への麻痺回復と運動再学習を促進するリハビリテーション—促通反復療法とコンピューター化訓練機器の開発について—, *バイオメカニズム学会誌*, Vol. 31, No.4, pp. 201-205, 2007.
- [12] 下堂蘭恵, 野間知一, 宮田隆司, “電気刺激と促通反復療法の併用効果”, *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, 54 巻 8 号 pp. 583-586, 2017.
- [13] 加藤雄一郎, 川上治, 太田壽城, “高齢期における身体活動と健康長寿”, *Jpn. J. Phys. Fitness Med.* 55, pp. 191-206, 2006.
- [14] 長谷公隆, “脳卒中患者への新しいリハビリテーション対応—overview—”, *リハビリテーション医学*, Vol. 43, No.1, pp. 13-39, 2006.

- [15] 新井武志, 大淵修一, 小島成実, 河合恒, “介護予防事業参加者の身体機能と健康関連 QOL などの精神心理的要因との関連”, 理学療法科学, No.29 (1), pp.69-74, 2014.pp.
- [16] 環境新聞社, “月刊ケアマネジメント”, 2016.9.
- [17] 川平和美, “脳卒中リハビリテーションの革新を目指す促通反復療法(川平法) 患者に無駄をさせない神経路の再建・強化を目指して.”, 全日本鍼灸学会雑誌, 63 (4), pp.244-251, 2013.
- [18] 下堂蘭恵, “促通反復療法：最近の知見”, リハビリテーション医学, 50 巻 9 号, pp. 707-711, 2013.
- [19] 下堂蘭恵, “促通反復療法の治療成績と効果的な併用療法の開発”, 臨床神経学, 53 巻 11 号, pp.1267-1269, 2013.
- [20] Cameron S. Mang, Tara A. Whitten, Madeline S. Cosh, Stephen H. Scott, J. Preston Wiley, Chantel T. Debert, Sean P. Dukelow, Brian W. Benson, “Test-retest reliability of the KINARM end-point robot for assessment of sensory, motor and neurocognitive function in young adult athletes”, PLOS ONE (<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0196205>), 2018.
- [21] 春日翔子, 大高洋平, 牛場潤一, “上肢運動用ロボット KINARM を用いたリハビリテーション”, バイオメカニズム学会誌, Vol. 37, No.2, 2013.
- [22] 川崎晴久, 木村宏樹, 伊藤聡, 西本裕, 林浩之, 栄枝裕文, “手指リハビリテーション支援システムの研究”, 日本機械学会論文集(C編), 72 巻 720 号, 2006.
- [23] S. Puentes, H. Kadone, H. Watanabe, Y. Sanka, K. Suzuki, Y. Hada, A. Marushima, “Gait training with a powered exoskeleton improve gait coordination in acute stroke patients”, Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, Volume 61, Supplement, Page e498, July 2018.
- [24] 衛藤誠二, 松元秀次, 川平和美, 野間知一, “片麻痺のリハビリテーション効果を高める工夫—経頭蓋磁気刺激・促通反復療法・振動刺激—”, リハビリテーション医学, 47 巻 3 号, pp. 156-159, 2010.
- [25] 林拓児, 石川定, 河村隆史, 中川大樹, 川平和美, “通所リハビリテーションにおける慢性期脳卒中片麻痺上肢への促通反復療法と治療的電気刺激・振動刺激との併用による麻痺改善効果”, 理学療法科学, 32(1), pp.129-132, 2017.
- [26] 前迫篤, 長瀬愛美, 長堂竜維, 下堂蘭恵, 川平和美, 脳梗塞急性期における片麻痺上肢への促通反復療法と持続的低周波電気刺激法の同時併用療法による運動機能と浮腫の改善”, リハビリテーション医学, 51 巻 3 号, pp. 219-227, 2014.
- [27] 及川愛子, 大橋ゆかり, “外来脳卒中片麻痺者の麻痺側上肢の機能変化と ADL との関連性”, 理学療法科学, 18 巻 2 号, pp.69-74, 2003.

- [28] 中林紘二, 兒玉隆之, 水野健太郎, 池田拓郎, 甲斐尚仁, 福良剛志, 甲斐悟, “振動刺激による下腿三頭筋の筋緊張抑制効果”, 理学療法科学, 26(3), pp.393-396, 2011.
- [29] 本多正計, 唐川裕之, 赤堀晃一, 宮岡徹, 大岡昌博, “振動刺激条件の相違が運動錯覚の誘発と知覚量に及ぼす影響”, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.19, No.4, 2014.
- [30] Imai R, Osumi M, Ishigaki T, Kodama T, Shimada S, Morioka S, “Effects of illusory kinesthesia by tendon vibratory stimulation on the postoperative neural activities of distal radius fracture patients.”, Neuroreport, 28(17), pp.1144-1149, 2017.
- [31] 厚生労働省, “平成 26 年度版 厚生労働白書”, 2014.
- [32] 鈴木隆雄, 杉浦美穂, 古名丈人, 西澤哲, 吉田英世, 石崎達郎, 金憲経, 湯川晴美, 柴田博, “地域高齢者の転倒発生に関連する身体的要因の分析的研究-5 年間の追跡研究から-”, 日本老年医学会雑誌, No.36, pp.472-478, 1999.
- [33] John E. Desmedt, Emile Godaux, “Mechanism of the vibration paradox: excitatory and inhibitory effects of tendon vibration on single soleus muscle motor units in man”, The Journal of Physiology, Volume 285, Issue 1, pp.197-207, 1978.
- [34] 藤田欣也, 南谷晴之, “電気刺激”, バイオメカニズム学会誌, Vol.24, No.1, pp.30-31, 2000.
- [35] 出江紳一, “経頭蓋磁気刺激-計測値の意義と問題点およびリハビリテーションへの臨床応用-”, 総合リハビリテーション, 24 巻 2 号, pp.109-121, 1996.
- [36] 角田亘, 安保雅博, 清水正人, 笹沼仁一, 岡本隆嗣, 原寛美, 木村知行, 武居光雄, “脳卒中後上肢麻痺に対する低頻度反復性経頭蓋磁気刺激と集中的作業療法の併用療法—1,000 人超の患者に対する治療経験”, 脳卒中, 35 巻 4 号, pp. 274-280, 2013.
- [37] 八島建樹, 高木敏行, 出江紳一, 永富良一, 浅尾章彦, 森仁, 阿部利彦, “磁気刺激による手関節背屈運動に関する研究”, バイオメカニズム学会誌, Vol.40, No.2, pp.103-109, 2016.
- [38] 市江雅芳, 半田康延, 星宮望, “運動麻痺に対する機能的電気刺激(FES)の臨床応用”, 人工臓器, 26 巻 5 号, pp.913-919, 1997.
- [39] Liberson WT, Holmquest HJ, Scott D, Dow M, “Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients.”, Arch Phys Med Rehabil, 42, pp.101, 1901.
- [40] 畑野栄治, Ramsundar Ram Kanaujia, 長谷好記, 生田義和, 津下健哉, 住田佳樹, “電気刺激が健常骨格筋に及ぼす影響について”, リハビリテーション医学, vol.22, no.1, 1985.
- [41] Maffiuletti NA, Cometti G, Amiridis IG, Martin A, Pousson M, Chatard JC, “The

- effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability.”, *Int J Sports Med*, 21(6), pp.437-443, 2000.
- [42] Marco Laubacher, Efe Anil Aksöz, Ines Bersch, Kenneth James Hunt, “The road to Cybathlon 2016 - Functional electrical stimulation cycling Team IRPT/SPZ”, *Eur J Transl Myol*, 27 (4), pp. 259-264, 2016.
- [43] 渡部幸司, 長岡正範, “リハビリテーションにおける電気刺激療法の展望”, *順天堂医学*, 56, pp.29-36, 2010.
- [44] Y. M. Kots, “Electrostimulation”, Canadian-Soviet exchange symposium on electrostimulation of skeletal muscles, Concordia University, Montreal, Quebec, Canada, December, pp.6-15, 1977.
- [45] 鈴木美奈子, “四肢運動機能回復のための FM 干渉型電気刺激法の最適化”, 電気通信大学修士論文, 2013.
- [46] Alejandro Hernandez Arieta, “Development of a multi-channel functional electrical stimulation system for prosthetic applications of limbs,” Doctor Thesis, The University of Tokyo, 2007.
- [47] Alex R Ward, “Russian Electrical Stimulation: The Early Experiments”, *PHYS THER*, 82, pp.1019-1030, 2002.
- [48] 駒井啓二, 富永晟浩, 川村次郎, 松矢正利, 福井信佳, 田中政敏, 西原一嘉, “麻痺肢の機能的電気刺激”, *バイオメカニズム学会誌*, 8 巻, pp.155-164, 1986.
- [49] P. H. Peckham: “Restoration of functional control by electrical stimulation in the upper extremity of the quadriplegic patient,” *J. Bone Joint Surg.*, 70(1), pp. 144-148, 1988.
- [50] Kobetic R, Triolo RJ, Marsolais EB, “Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia”, 5(1), pp23-9, 1997.
- [51] 星宮望, 半田康延, “機能的電気刺激麻痺上肢の運動再建を中心として.”, *BME*. 2(11), pp. 12-21, 1988.
- [52] Solomonow M, Baratta R, Hirokawa S, Rightor N, Walker W, Beaudette P, Shoji H, D'Ambrosia R, “The RGO generation II; muscle stimulation powered orthosis as a practical walking system for thoracic paraplegics.”, *Orthopaedics*, 12, pp.1309-1315, 1989.
- [53] Andrews BJ, Baxendale RH, Barnett RW, Phillips GF, Yamazaki T, Paul JP, Freeman PA, “Hybrid FES orthosis incorporating closed loop control and sensory feedback.”, *J Biomed Eng*, 10, pp.189-195, 1988.
- [54] 鈴木佳代子, 関和則, 半田康延, “治療的電気刺激による痙性麻痺者の歩容改善”, *生体医工学*, 47(2), pp.172-175, 2009.
- [55] Malešević NM, Popović-Maneski LZ, Ilić V, Jorgovanović N, Bijelić G, Keller T,

- Popović DB, “A multi-pad electrode based functional electrical stimulation system for restoration of grasp.”, *J Neuroeng Rehabil*, 9, 66, 2012.
- [56] Hai-Peng Wang, Ai-Wen Guo, Zheng-Yang Bi, Fei Li, Xiao-Ying Lu, Zhi-Gong Wang, “A wearable multi-pad electrode prototype for selective functional electrical stimulation of upper extremities”, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, Jul, pp.714-717, 2017.
- [57] Jovana Malešević, Suzana Dedijer Dujović, Andrej M. Savić, Ljubica Konstantinović, Aleksandra Vidaković, Goran Bijelić, Nebojša Malešević and Thierry Keller, “A decision support system for electrode shaping in multi-pad FES foot drop correction”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol.14:66, Published online 2017 Jul 3.
- [58] Nguyen, R., Masani, K., Micera, S., Morari, M., and Popovic, MR., “Spatially distributed sequential stimulation reduces fatigue in paralyzed triceps surae muscle: a case study.”, *Artificial Organs*, 35(12), pp.1174-1180, 2011.
- [59] Rintaro KAMIHIRA, Misato KASUYA, Yinlai JIANG, Shunta TOGO, Masao SUGI, Hiroshi YOKO, “Maintenance of muscle contraction improves during dynamic exercise by multi-channel functional electrical stimulation with time shifting stimulation”, *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics*, 7(1), pp.33-40, 2017.
- [60] 町野保, 村上肇, 渡邊高志, 大庭茂男, 二見亮弘, 星宮望, 半田康延, “刺激電圧-関節角度特性の補間に基づく FES による手関節制御に関する基礎的検討”, 第 10 回生体・生理工学 シンポジウム論文集, pp.109-112, 1995.
- [61] 村上肇, 町野保, 渡邊高志, 二見亮弘, 星宮望, 半田康延, “機能的電気刺激のための人工神経回路を用いた刺激パターン生成に関する基礎研究”, *医用電子と生体工学*, 35, 4, pp.407-413, 1997.
- [62] 佐藤佑樹, 横井浩史, “個人に適応した電極位置を探索する電気刺激装置の開発”, 第 35 回バイオメカニズム学術講演会, pp. 211-222, 2014.
- [63] 佐藤佑樹, “効果的な筋活動を促す電極配置を再配置可能にする電気刺激装置の開発”, *電気通信大学修士論文*, 2014.
- [64] Marco Santello, Martha Flanders, John F. Soechting : Postural Hand Synergies for Tool Use, *The Journal of Neuroscience*, December 1, 18 (23) , pp. 10105–10115, 1998.

研究業績

a. 関連論文の公表状況

・ 学術論文および国際会議

- (1) 粕谷美里, 森下壮一郎, 姜銀来, 杉正夫, 横井浩史, 麻痺者上肢運動再建のための多点表面電極システムを用いた電気刺激における電極パターン探索手法の開発, 55 巻 5 号, 生体医工学, 2017(2 章, 3 章)
- (2) Misato Ohdaira, Tomoko Kamisawa, Soichiro Morishita, Yinlai Jiang, Osamu Yamamura, Hiroshi Yokoi: "fNIRS-based analysis of brain activation with knee extension induced by functional electrical stimulation.", IUPESM 2015 World Congress on medical physics & biomedical engineering, Toronto, Canada, June, 2015. (2 章)
- (3) Misato Ohdaira, Tomoko Kamisawa, Soichiro Morishita, Yinlai Jiang, Masao Sugi, Osamu Yamamura, Hiroshi Yokoi: "fNIRS-based analysis of temporal changes of brain activation during long-term conditioning with functional electrical stimulation.", i-CREATE 2015, Singapore, August, 2015. (2 章)
- (4) Misato Kasuya, Mai nozakura, Soichiro Morishita, Yinlai Jiang, Masao Sugi, Hiroshi Yokoi: The cortical adaptation monitoring system for leg press machine with FES induced biofeedback, ISEK, 2016.
- (5) Rintaro KAMIHIRA, Misato KASUYA, Yinlai JIANG, Shunta TOGO, Masao SUGI, Hiroshi YOKO, "Maintenance of muscle contraction improves during dynamic exercise by multi-channel functional electrical stimulation with time shifting stimulation", International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics, 7(1), pp.33-40, 2017.

・ 国内学会

- (1) 大平 美里, 森下 壮一郎, 姜 銀来, 横井 浩史: "運動機能回復のための FES ニューロリハビリテーションにより誘発される脳活動パターン評価—自己相関解析による周期性検出—", The 8th Annual Meeting of The Japanese Society for Motor Control, p.54, 2014
- (2) 大平美里, " 感覚フィードバックを伴う機能的電気刺激を用いた運動機能回復応用に関する研究", 2014 年度 先端ロボット工学合同ワークショップ, 東京, 2014.
- (3) 大平 美里, 森下 壮一郎, 姜 銀来, 横井浩史: "脳 - 身体運動相互作用モデル構築—機能的電気刺激に誘発された脳活動の周期性解析—", 第 20 回創発システムシンポジウム, 長野, 2014.8.31
- (4) 佐藤 佑樹, 大平 美里, 加藤 龍, 横井 浩史: "効果的な筋活動を促す電極配置を再配置可能にする電気刺激装置の開発" 第 15 回日本電気生理運動学会(第

- 3 回 SICE 電気生理運動学研究会), 1-2, 神奈川, 2014.
- (5) 佐藤 佑樹, 大平 美里, 加藤 龍, 横井 浩史: "個人に適応した電極位置を探索する電気刺激装置の開発", 第 35 回バイオメカニズム学術講演会, 211-222, 岡山, 2014.
 - (6) 大平 美里, 神澤 朋子, 上平 倫太郎, 野櫻 舞, 佐藤 祐樹, 森下 壮一郎, 姜 銀来, 杉 正夫, 山村 修, 横井 浩史: "感覚フィードバック付き運動機能回復支援機器の開発～マーカー発見を目指した fNIRS による脳活動計測～," 第 1 回身体性システム領域全体会議, 岩手, 2014.
 - (7) 大平 美里, 神澤 朋子, 森下 壮一郎, 姜 銀来, 山村 修, 横井 浩史: "fNIRS による機能的電気刺激に対する脳活動の時間的推移に関する検証," 脳と心のメカニズム第 15 回冬のワークショップ, 北海道, 2015.
 - (8) 大平 美里, 神澤 朋子, 森下 壮一郎, 姜 銀来, 山村 修, 横井浩史:"感覚フィードバックを伴う機能的電気刺激を用いた運動機能回復応用に関する研究:健常者における脳活動の時間的推移に関する検証", 第 27 回自律分散システム・シンポジウム, 東京, 2015 年
 - (9) 大平 美里, 佐藤 佑樹, 森下 壮一郎, 姜 銀来, 横井 浩史: "多点電極による刺激位置選択可能な機能的電気刺激システムの開発," 日本神経回路学会全国大会(JNNS), 東京, 2015.
 - (10) 粕谷美里, 森下壮一郎, 東郷俊太, 姜銀来, 杉正夫,横井浩史," 多点表面電気刺激における刺激電極パターンのクラスタリング", 計測自動制御学会システム・情報部門学術講演会 2017, pp22, 静岡・浜松, 2017.

b. 参考論文

- (1) Yuki Shimizu, Masao Sugi, Misato Ohdaira, Soichiro Morishita, Tatsuhiko Nakamura, Ryu Kato, and Hiroshi Yokoi: Force Estimation by Surface Electromyography during Functional Electrical Stimulation, Proceedings of the 2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO2014), pp.1345-1350, 2014.
- (2) Rintaro Kamihira, Misato Kasuya, Yinlai Jiang, Shunta Togo, Masao Sugi, Hiroshi Yokoi, "Improve the maintenance of muscle contraction during dynamic exercise by Multi-channel functional electrical stimulation (with time shifting of active pair of surface electrode", International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics (ICBSB) 2016, New Zealand
- (3) 清水 雄貴, 杉 正夫, 大平 美里, 森下 壮一郎, 中村 達弘, 加藤 龍, 横井 浩史: 機能的電気刺激における筋疲労の表面筋電図を用いた評価, 第 35 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, pp.117-120, 岡山, 2014.

(ポスター, 査読無)

- (4) 清水 雄貴, 齋藤 晴紀, 杉 正夫, 大平 美里, 森下 壮一郎, 中村 達弘, 加藤 龍, 横井 浩史: 機能的電気刺激時の筋張力の表面筋電図を用いた推定法, 計測自動制御学会 システム・情報部門学術講演会 2014(SSI2014)講演論文集, pp880-883, 岡山, 2014.
- (5) 野櫻 舞, 森下 壮一郎, 大平 美里, 姜 銀来, 横井 浩史: "機能的電気刺激により誘発される筋活動と運動のモデル化のための相関係数に基づく距離を用いたクラスタ分析," 日本神経回路学会全国大会(JNNS), 東京, 2015
- (6) Mai Nozakura, Soichiro Morishita, Misato Ohdaira, Yinlai Jiang, Hiroshi Yokoi: "A method for evaluation of dependency between diseased side and opposite side of hemiplegia patient during FES-Cycling by using transfer entropy," XXI International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) Congress, Chicago, USA, July 2016.
- (7) 桑原 昂士, 大平 美里, 杉 正夫, 森下 壮一郎, 横井 浩史: 運動トレーニングシステムのための表面電気刺激による情報提示手法の検討, 2016 年度精密工学会春季大会講演論文集, pp.885-886, 2016

付録 A 電気刺激時の運動パフォーマンス変化

4.4 節で述べた，刺激を付与する時間を決定する際に参考にした検証実験の結果を示す．刺激電極パターン 1 種類における刺激の付与時間と刺激の休止時間を検討するために，バースト変調矩形波を使用した電気刺激を付与した際の運動パフォーマンスの変化を検証した．本検証は刺激実験の手順を決定する予備実験として健常 30 代女性 1 名を対象として実施した．

始めに連続

4.3 節で述べた電極貼付方法に従い，電極を左前腕に貼付し前腕の腹側を中心に握り姿勢を発現させる 4 対 4 の刺激電極パターンを 1 パターン探索した．次に，電気刺激を付与しない状態の最大握力を握力計(Biometric Ltd)で計測し，先の刺激電極パターンでその握力値を発揮できる刺激電圧の定めた．これを用いて，60 秒間の電気刺激を継続的に付与し，60 秒の休憩を 5 回繰り返した際の握力の時間推移を計測した．サンプリングレートは 10Hz．実験中，被験者には背筋を伸ばして座り左腕を自然な状態で伸ばし正面に立てて設置してある握力計を握ってもらった．

Fig. 48 に，関連研究に従い高周波成分の Carrier 周波数を 2000Hz，低周波成分の Burst 周波数を 100Hz，Duty 比を 50%に設定し，電圧を 8V に設定した電気刺激を，60 秒間付与し，60 秒の休憩をはさみ再度刺激を付与することを 5 回繰り返した際の握力の時間推移を示した．この結果から，各回とも指数関数的に握力が減衰し，刺激回を増すごとに急激に握力が減衰する傾向があることが分かった．長時間電気刺激を付与し続けることで，筋肉が疲労するなどの影響が起こり，電気刺激による筋収縮の維持時間が短くなり握力を維持することが難しくなると考えられる．また，後半になるほど立ち上がり時の最大握力が大きくなっているように見えるが，これは電気刺激に対する反射反応による瞬間的な握力の増加であると考えられる．後半になるほど前腕全体の疲労感や倦怠感があり，急に付与される電気刺激に対し反射的な反応を引き起こしやすいように感じられた．しかしながら，反射的な反応であるため長続きせず急激に力が抜けていく反応が見られた．また刺激開始時の握力の立ち上がり方に大きな違いは見られず，約 1 秒で最大握力に到達する傾向が見られ，その後は徐々に減衰していく傾向にある．

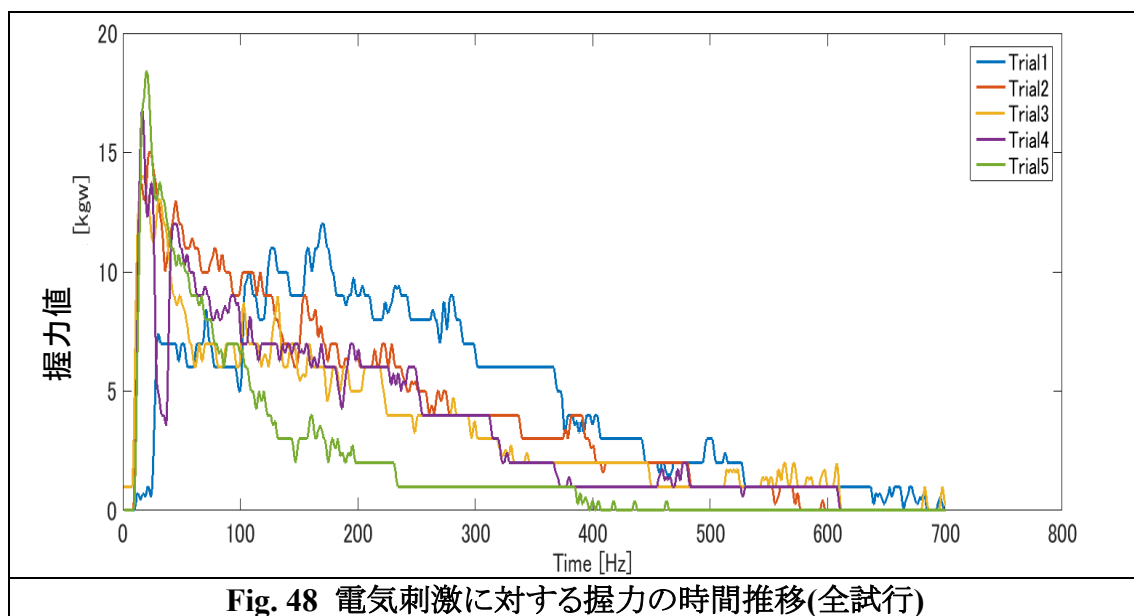


Fig. 48 電気刺激に対する握力の時間推移(全試行)

次に、刺激と刺激の間に入れる刺激の休止時間の検証を行った。先の検証に引き続き、握り姿勢を発現させる 4 対 4 の刺激電極パターンによる繰り返し刺激を付与した際の、握力の時間推移を検証した。刺激は、1 秒間刺激を付与後 1 秒間の休止時間をはさみ、再度 1 秒間刺激を付与することを 125 回繰り返し行った。繰り返し回数は、本論文が使用した全刺激電極パターン数を元に決定した。同様に、休止時間を 0.5 秒にした場合も検証した。休止時間 1 秒の場合の握力の時間推移を Fig. 49 に、0.5 秒の場合の推移を Fig. 50 に示した。

この結果から、休止時間が 1 秒に比べ 0.5 秒の場合に急激に握力が減衰していることが分かった。1 秒休止を入れている場合でも、連続して同じ刺激電極パターンを付与し続けると 60 回程度から握力の低下が見られた。この検証結果も参考にし、本論文の実験では、1 秒間刺激を付与後、1 秒間刺激の休止時間を入れかつ、同じ刺激電極パターンを繰り返すのではなく、異なる刺激電極パターンで異なる刺激位置を刺激する実験を行うこととした。休止時間をたくさん取ること、握力の低下することを防ぐことも可能ではあるが、1 日に複数回繰り返して実験を行う場合できるだけ 1 回の実験時間を短く設定する必要がある。そのため本論文の実験では連続して刺激を付与するが異なる刺激電極パターンを用い、繰り返し同じ刺激電極パターンでも 60 回程度は握力を維持できる 1 秒休止影響は少ないと考え採用することとした。

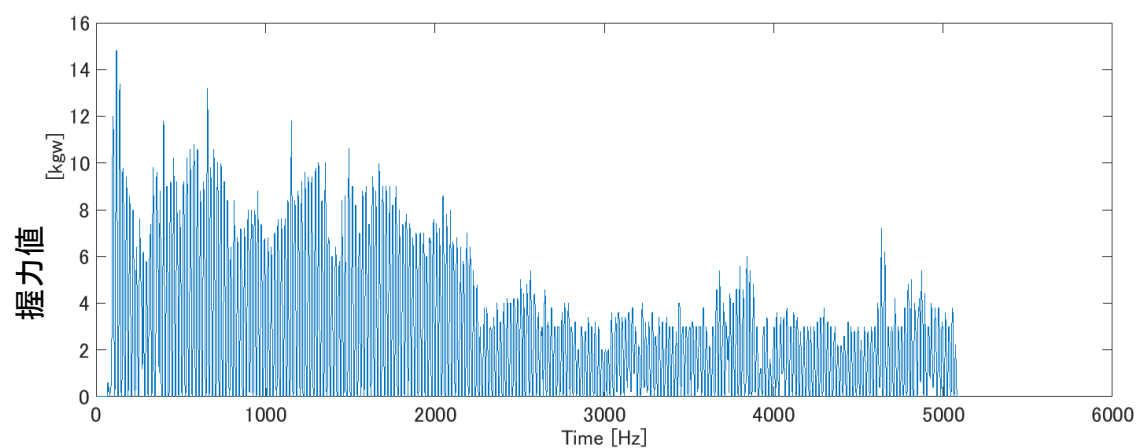


Fig. 49 刺激付与時間 1 秒, 休止時間 1 秒の時の握力の時間推移

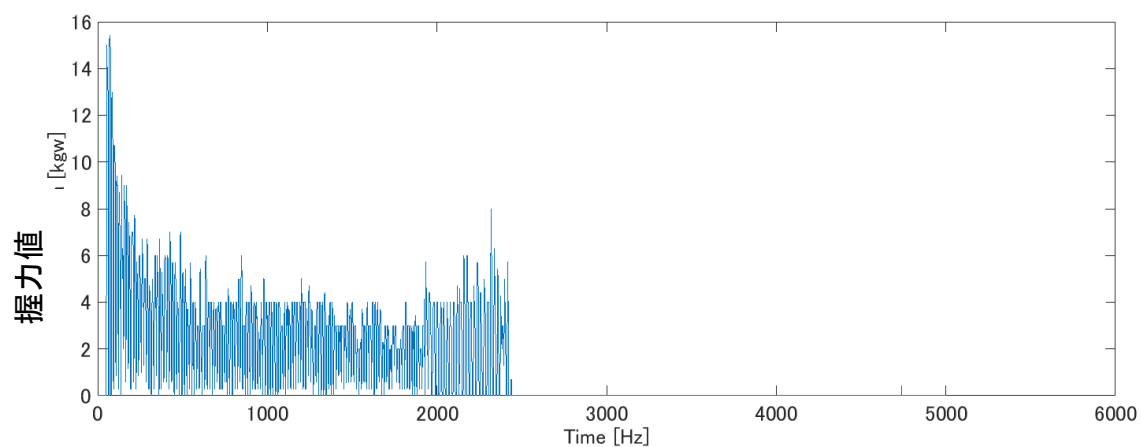


Fig. 50 刺激付与時間 1 秒, 休止時間 0.5 秒の時の握力の時間推移

付録 B F generalized の再現性の検証

5.4 節にて述べた F generalized の再現性の検証における図表を以下に示した.































































































































































































No.	姿勢	刺激電極パターン(全125パターン)									
1											
											
2											
											
3											
											
											
											
4											
5											
											
6											
7											
8											
											
9											
10											
											

Fig. 51 generalized (2) により作成した Look up table
















































































































































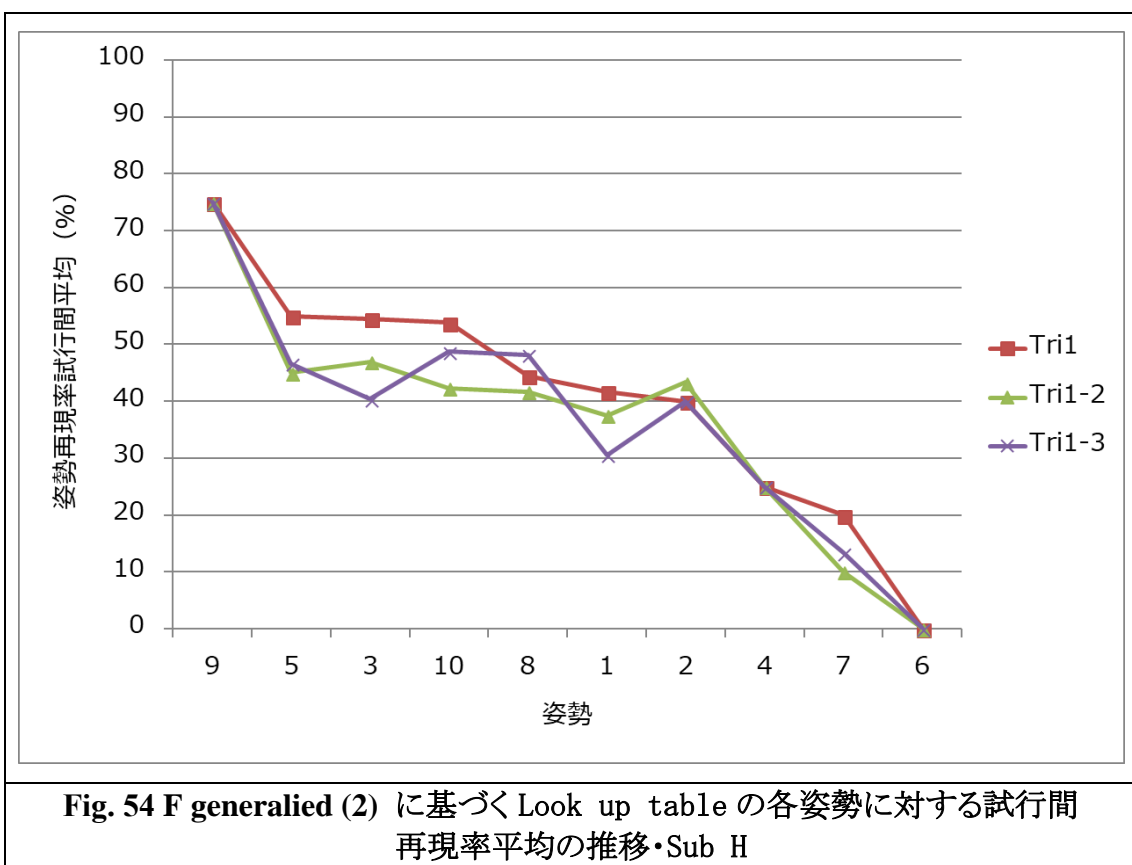
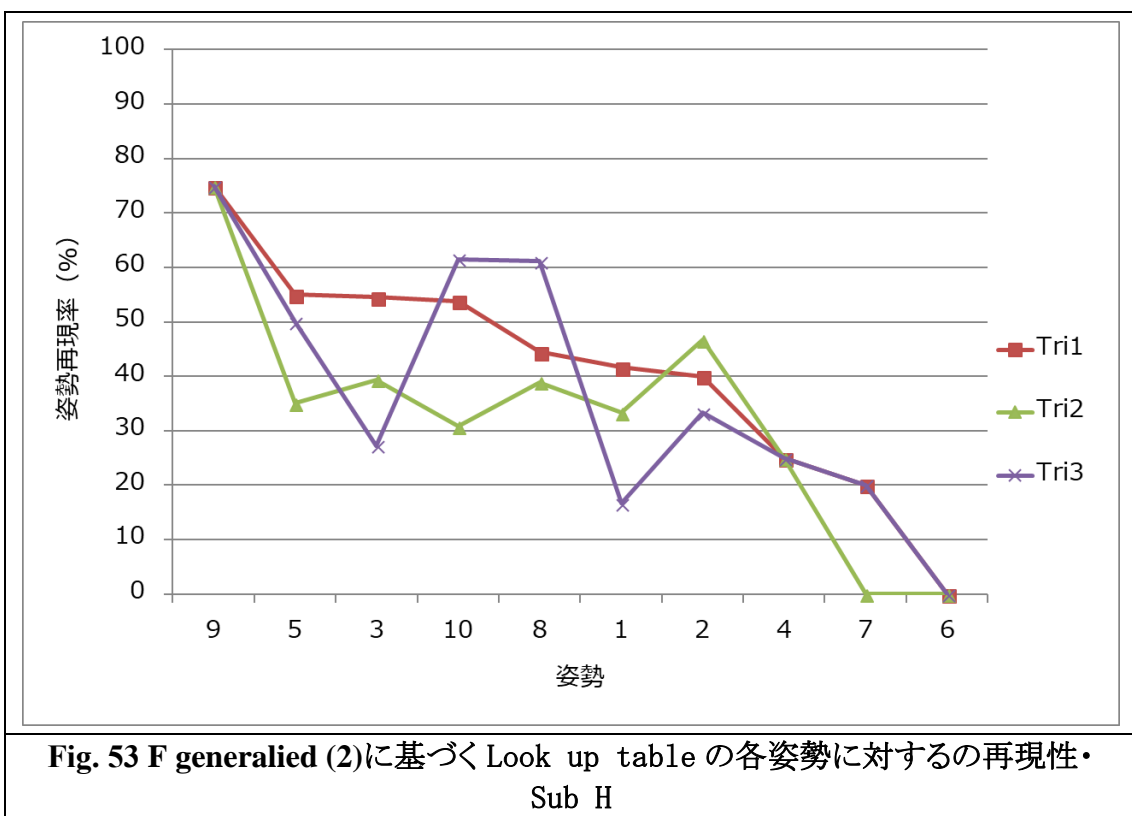
No.	姿勢	刺激電極パターン(全125パターン)									
1											
2											
3											
4											
5											
6											
7											
8											
9											
											
10											
11											
											
12											
13											
14											
15											
16											
											
											
17											
18											
											

Fig. 52 generalized (3) により作成した Look up table

次に、F generalized(2)から作成した Look up table を用いて導出した刺激電極パターンを用いた、新規被験者 Sub H に対する刺激実験による姿勢の再現性の検証結果を以下に示した。

Table 22 F generalized (2) の再現性の性能評価結果・Sub H

姿勢 No	刺激 電極 パタ ー ン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1-2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1-3 再現 率	Tri3 再現 率
9	4	3	75.0	3	75.0	75.0	3	75.0	75.0
5	20	11	55.0	7	45.0	35.0	10	46.7	50.0
3	33	18	54.5	13	47.0	39.4	9	40.4	27.3
10	13	7	53.8	4	42.3	30.8	8	48.7	61.5
8	18	8	44.4	7	41.7	38.9	11	48.1	61.1
1	12	5	41.7	4	37.5	33.3	2	30.6	16.7
2	15	6	40.0	7	43.3	46.7	5	40.0	33.3
4	4	1	25.0	1	25.0	25.0	1	25.0	25.0
7	5	1	20.0	0	10.0	0.0	1	13.3	20.0
6	1	0	0.0	0	0.0	0.0	0	0.0	0.0



続いて、F generalized(3)から作成した Look up table を用いて導出した刺激電極パターンを用いた、新規被験者 Sub H に対する刺激実験による姿勢の再現性の検証結果を以下に示した。

Table 23 F generalized (3)の再現性の性能評価結果・Sub H

姿勢 No	刺激 電極 パタ ー ン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1-2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1-3 再現 率	Tri3 再現 率
5	2	2	100.0	1	75.0	50.0	1	66.7	50.0
4	1	1	100.0	0	50.0	0.0	0	33.3	0.0
12	4	3	75.0	3	75.0	75.0	3	75.0	75.0
9	12	9	75.0	6	62.5	50.0	5	55.6	41.7
10	4	3	75.0	2	62.5	50.0	1	50.0	25.0
16	24	14	58.3	11	52.1	45.8	10	48.6	41.7
14	6	3	50.0	3	50.0	50.0	1	38.9	16.7
18	16	8	50.0	5	40.6	31.3	9	45.8	56.3
8	5	2	40.0	0	20.0	0.0	0	13.3	0.0
11	14	5	35.7	9	50.0	64.3	9	54.8	64.3
2	7	2	28.6	2	28.6	28.6	3	33.3	42.9
3	4	1	25.0	3	50.0	75.0	2	50.0	50.0
15	4	1	25.0	1	25.0	25.0	0	16.7	0.0
17	8	1	12.5	0	6.3	0.0	0	4.2	0.0
13	10	1	10.0	3	20.0	30.0	2	20.0	20.0
1	2	0	0.0	0	0.0	0.0	0	0.0	0.0
6	1	0	0.0	0	0.0	0.0	0	0.0	0.0
7	1	0	0.0	0	0.0	0.0	0	0.0	0.0

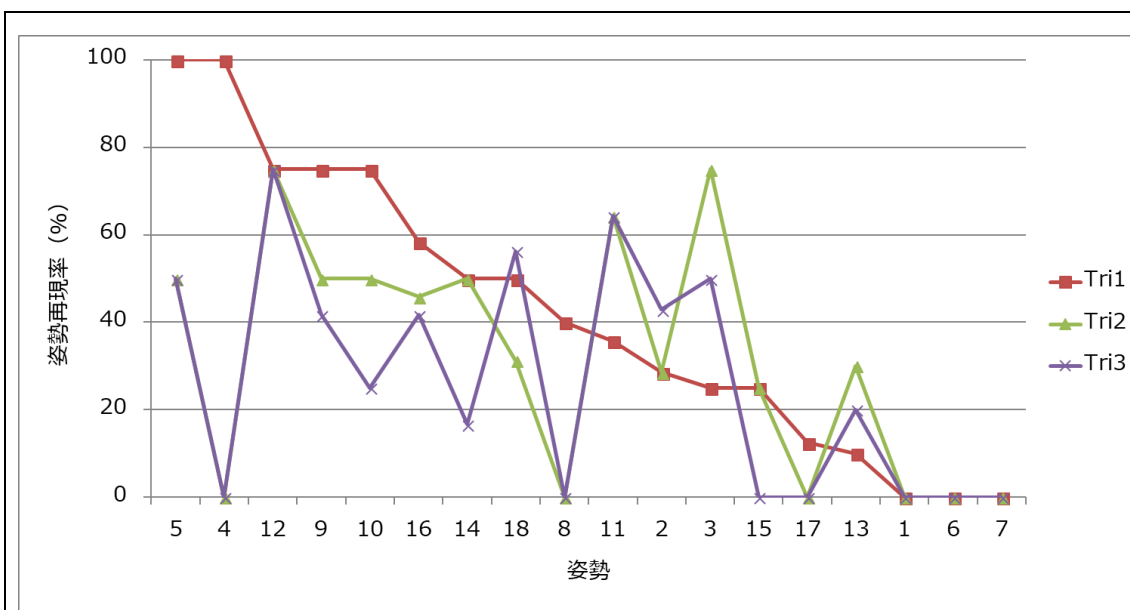


Fig. 55 F generalied (3)に基づく Look up table の各姿勢に対するの再現性・Sub H

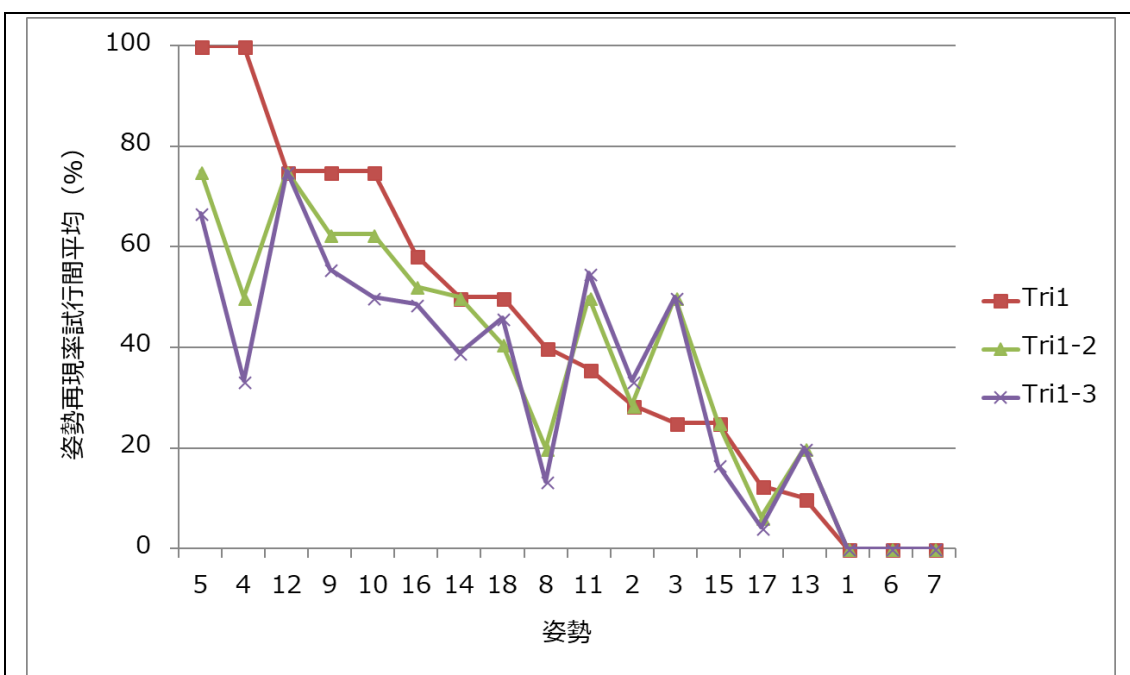


Fig. 56 F generalied (3) に基づく Look up table の各姿勢に対する試行間再現率平均の推移・Sub H

Sub H と同様に，Sub I における検証結果を以下に示す．

Table 24 F generalized (1)の再現性の性能評価結果・Sub I

姿勢 No	刺激 電極 パタ ーン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1-2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1-3 再現 率	Tri3 再現 率
2	2	2	100.0	1	75.0	50.0	2	83.3	100.0
4	1	1	100.0	1	100.0	100.0	1	100.0	100.0
6	1	1	100.0	1	100.0	100.0	1	100.0	100.0
10	2	2	100.0	2	100.0	100.0	2	100.0	100.0
12	3	3	100.0	3	100.0	100.0	3	100.0	100.0
1	2	2	100.0	2	100.0	100.0	1	83.3	50.0
3	12	11	91.7	7	75.0	58.3	6	66.7	50.0
13	49	40	81.6	30	71.4	61.2	26	65.3	53.1
15	5	4	80.0	5	90.0	100.0	5	93.3	100.0
9	5	4	80.0	5	90.0	100.0	4	86.7	80.0
7	13	10	76.9	12	84.6	92.3	10	82.1	76.9
17	12	9	75.0	11	83.3	91.7	11	86.1	91.7
16	7	5	71.4	7	85.7	100.0	5	81.0	71.4
5	7	4	57.1	7	78.6	100.0	6	81.0	85.7
14	2	1	50.0	1	50.0	50.0	1	50.0	50.0
11	1	0	0.0	1	50.0	100.0	1	66.7	100.0
8	1	0	0.0	1	50.0	100.0	0	33.3	0.0

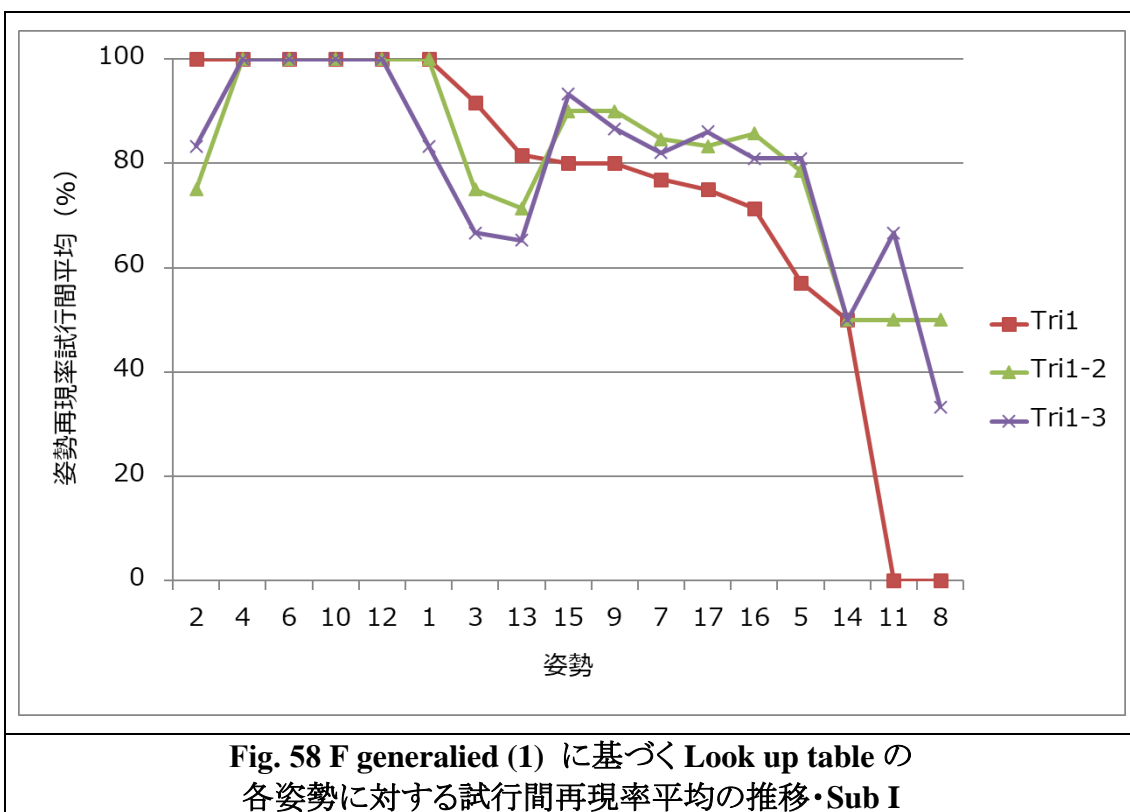
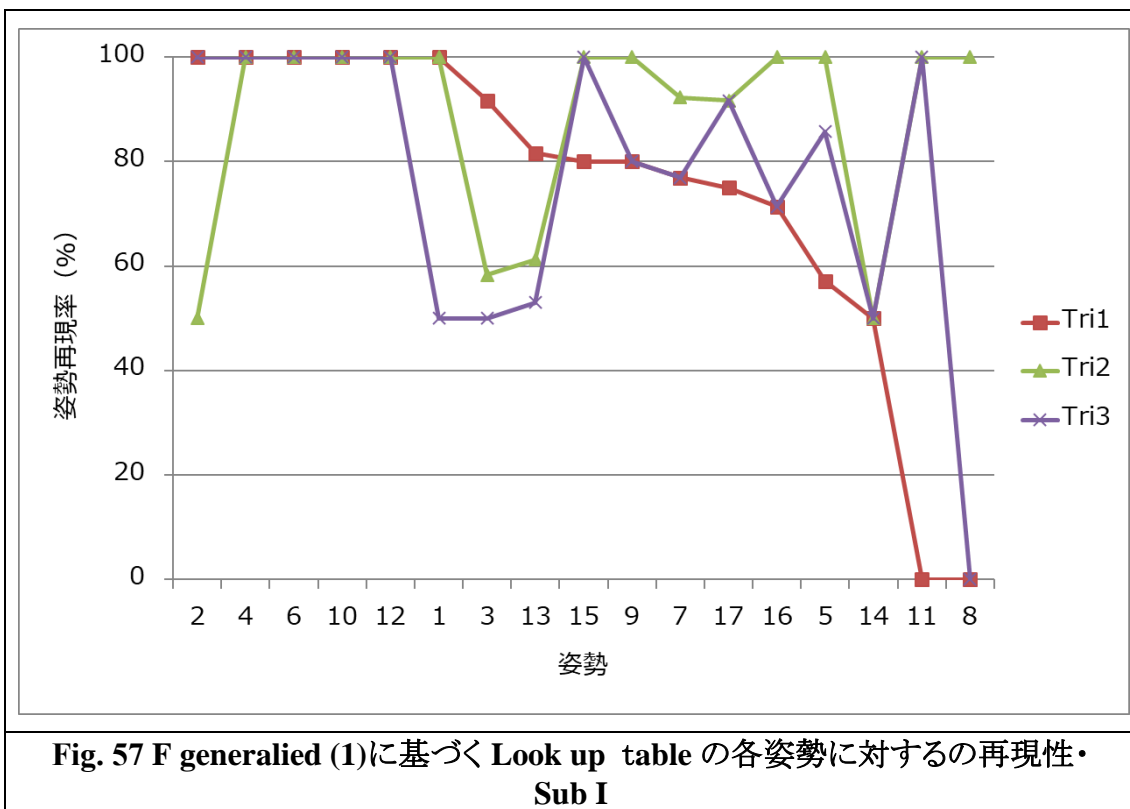


Table 25 F generalized (2)の再現性の性能評価結果・Sub I

姿勢 No	刺激 電極 パタ ー ン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1-2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1-3 再現 率	Tri3 再現 率
6	1	1	100.0	1	100.0	100.0	1	100.0	100.0
5	20	19	95.0	19	95.0	95.0	15	88.3	75.0
3	33	28	84.8	19	71.2	57.6	17	64.6	51.5
9	4	3	75.0	3	75.0	75.0	3	75.0	75.0
1	12	9	75.0	8	70.8	66.7	8	69.4	66.7
2	15	10	66.7	10	66.7	66.7	9	64.4	60.0
10	13	8	61.5	11	73.1	84.6	10	74.4	76.9
7	5	3	60.0	4	70.0	80.0	4	73.3	80.0
8	18	8	44.4	14	61.1	77.8	11	61.1	61.1
4	4	1	25.0	4	62.5	100.0	4	75.0	100.0

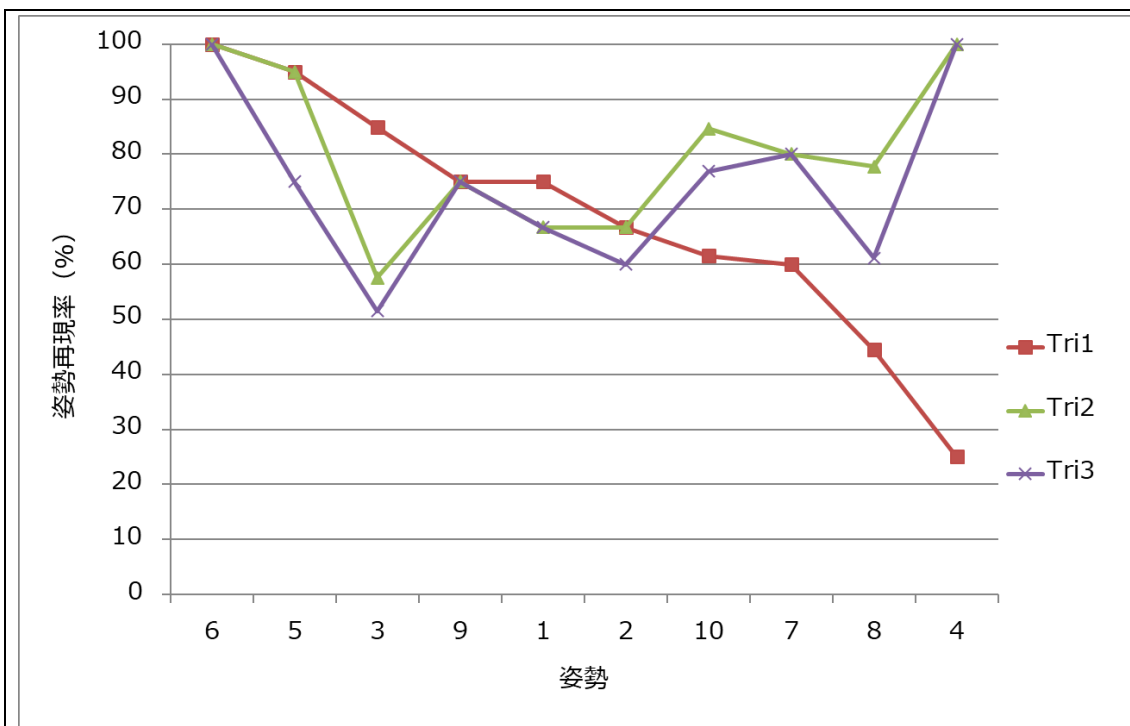


Fig. 59 F generalied (2)に基づく Look up table の各姿勢に対するの再現性・Sub I

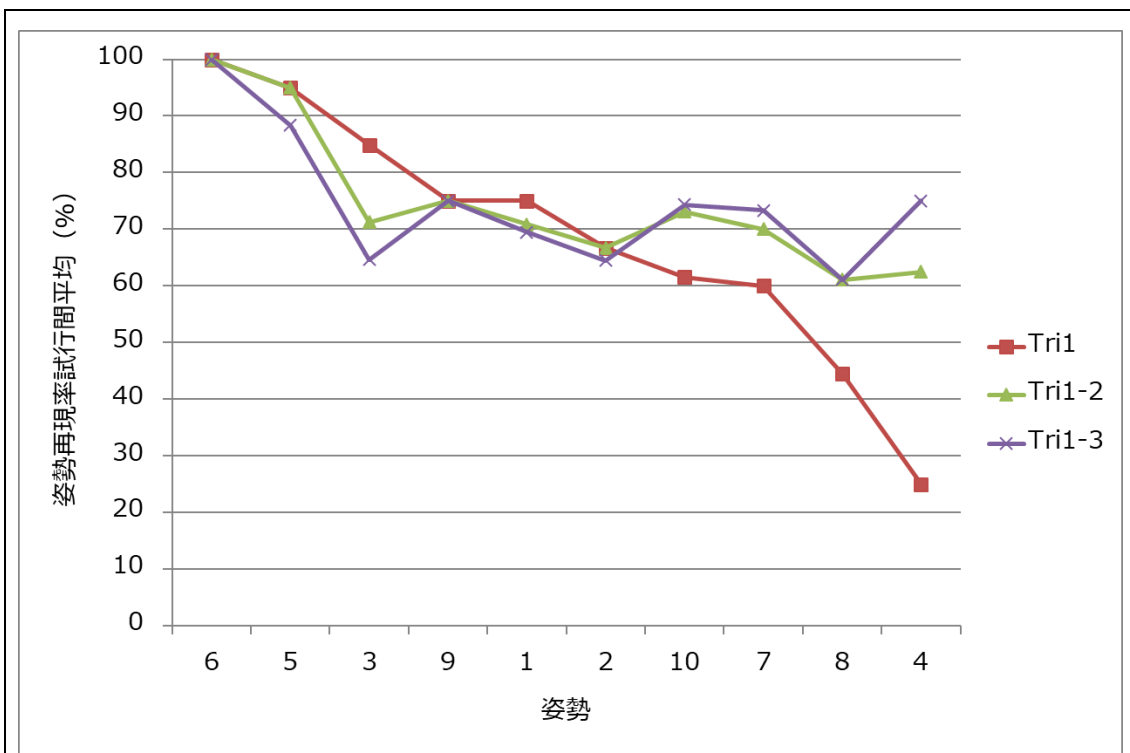


Fig. 60 F generalied (2) に基づく Look up table の各姿勢に対する試行間再現率平均の推移・Sub I

Table 26 F generalized (3)の再現性の性能評価結果・Sub I

姿勢 No	刺激 電極 パタ ーン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1-2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1-3 再現 率	Tri3 再現 率
1	2	2	100.0	2	100.0	100.0	2	100.0	100.0
4	1	1	100.0	1	100.0	100.0	1	100.0	100.0
9	12	11	91.7	9	83.3	75.0	6	72.2	50.0
16	24	20	83.3	17	77.1	70.8	17	75.0	70.8
14	6	5	83.3	3	66.7	50.0	4	66.7	66.7
17	8	6	75.0	8	87.5	100.0	7	87.5	87.5
3	4	3	75.0	3	75.0	75.0	3	75.0	75.0
12	4	3	75.0	3	75.0	75.0	2	66.7	50.0
2	7	5	71.4	4	64.3	57.1	5	66.7	71.4
13	10	7	70.0	7	70.0	70.0	7	70.0	70.0
18	16	11	68.8	11	68.8	68.8	10	66.7	62.5
10	4	2	50.0	3	62.5	75.0	3	66.7	75.0
5	2	1	50.0	1	50.0	50.0	2	66.7	100.0
11	14	5	35.7	10	53.6	71.4	9	57.1	64.3
15	4	1	25.0	1	25.0	25.0	1	25.0	25.0
7	1	0	0.0	1	50.0	100.0	1	66.7	100.0
8	5	0	0.0	2	20.0	40.0	0	13.3	0.0
6	1	0	0.0	0	0.0	0.0	0	0.0	0.0

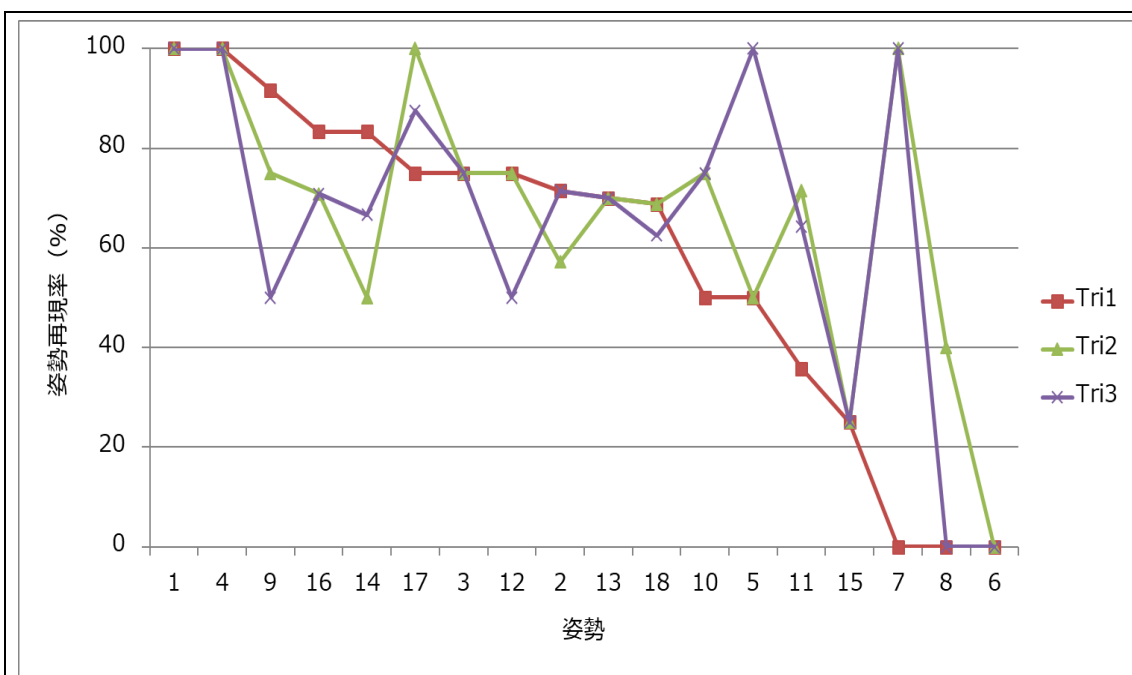


Fig. 61 F generalied (3)に基づく Look up table の各姿勢に対するの再現性・Sub I

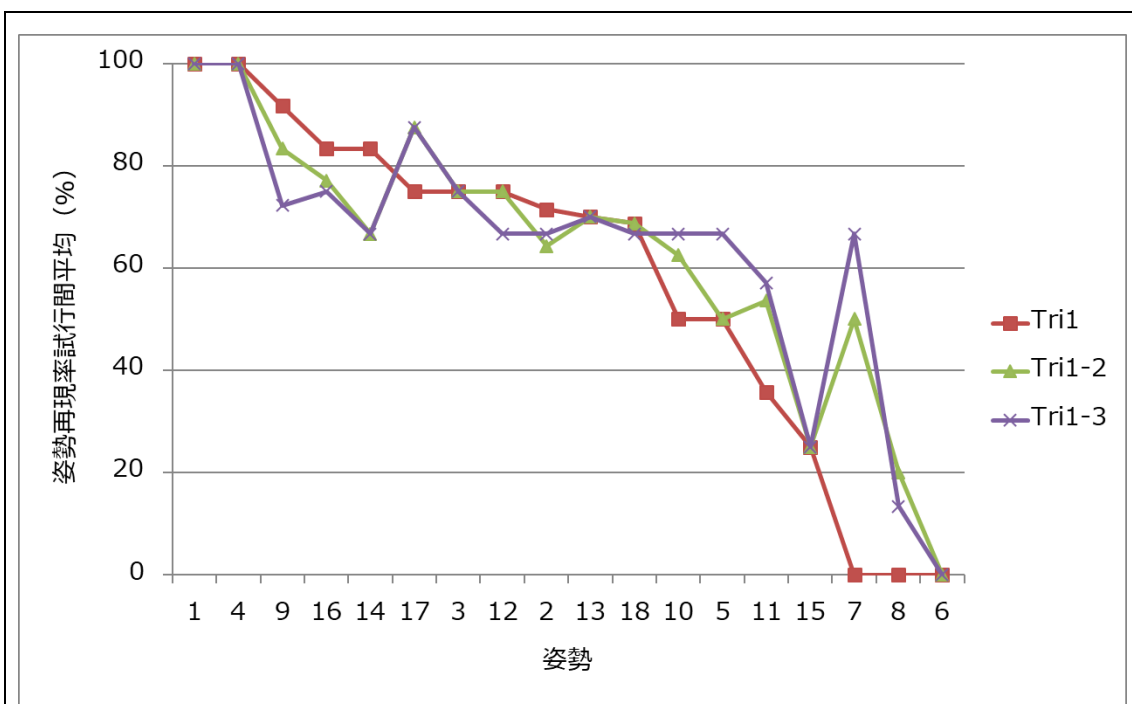


Fig. 62 F generalied (3) に基づく Look up table の各姿勢に対する試行間再現率平均の推移・Sub I

Sub H と同様に，Sub B における検証結果を以下に示す．

Table 27 F generalized (1)の再現性の性能評価結果・Sub B

姿勢 No	刺激 電極 パタ ー ン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1-2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1-3 再現 率	Tri3 再現 率
1	2	2	100.0	2	100.0	100.0	2	100.0	100.0
6	1	1	100.0	1	100.0	100.0	1	100.0	100.0
12	3	1	33.3	3	66.7	100.0	3	77.8	100.0
14	2	1	50.0	1	50.0	50.0	2	66.7	100.0
8	1	0	0.0	0	0.0	0.0	1	33.3	100.0
7	13	6	46.2	9	57.7	69.2	12	69.2	92.3
13	49	23	46.9	38	62.2	77.6	45	72.1	91.8
17	12	4	33.3	4	33.3	33.3	11	52.8	91.7
5	7	2	28.6	6	57.1	85.7	6	66.7	85.7
15	5	3	60.0	2	50.0	40.0	4	60.0	80.0
3	12	8	66.7	8	66.7	66.7	7	63.9	58.3
2	2	0	0.0	1	25.0	50.0	1	33.3	50.0
10	2	0	0.0	0	0.0	0.0	1	16.7	50.0
9	5	3	60.0	3	60.0	60.0	1	46.7	20.0
11	1	0	0.0	1	50.0	100.0	0	33.3	0.0
16	7	0	0.0	1	7.1	14.3	0	4.8	0.0
4	1	0	0.0	0	0.0	0.0	0	0.0	0.0

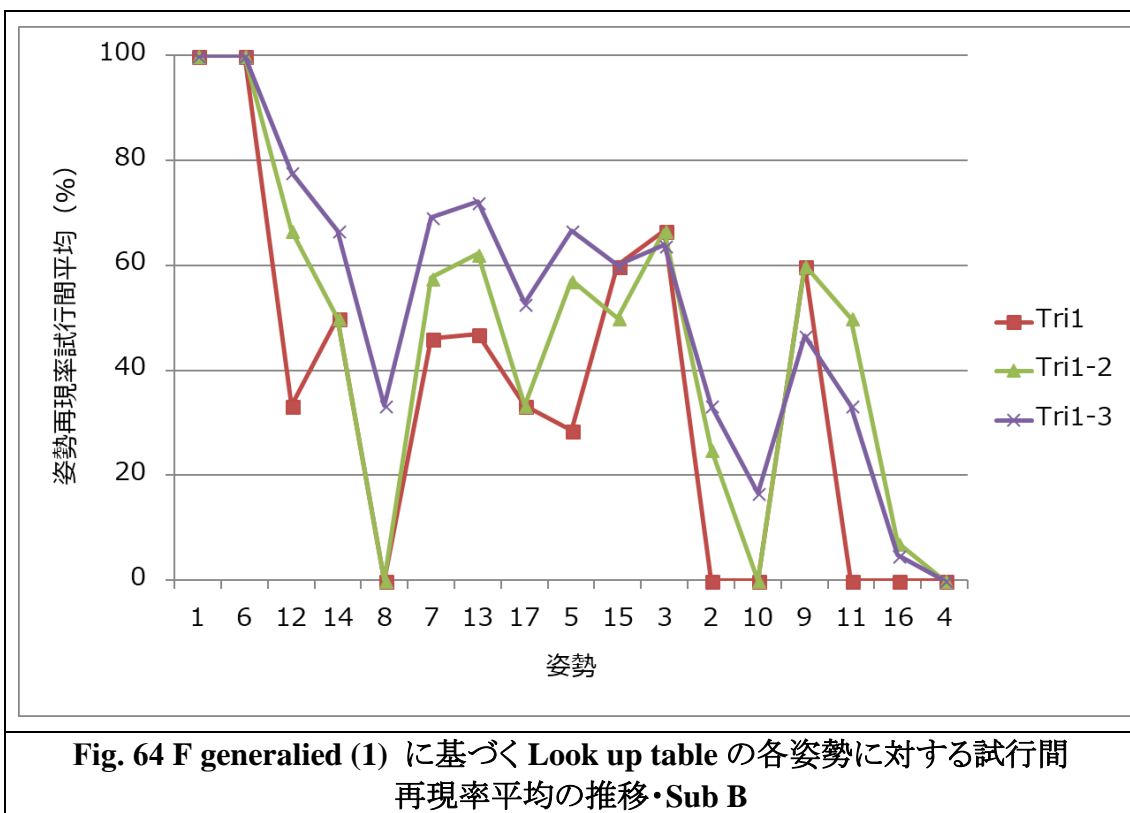
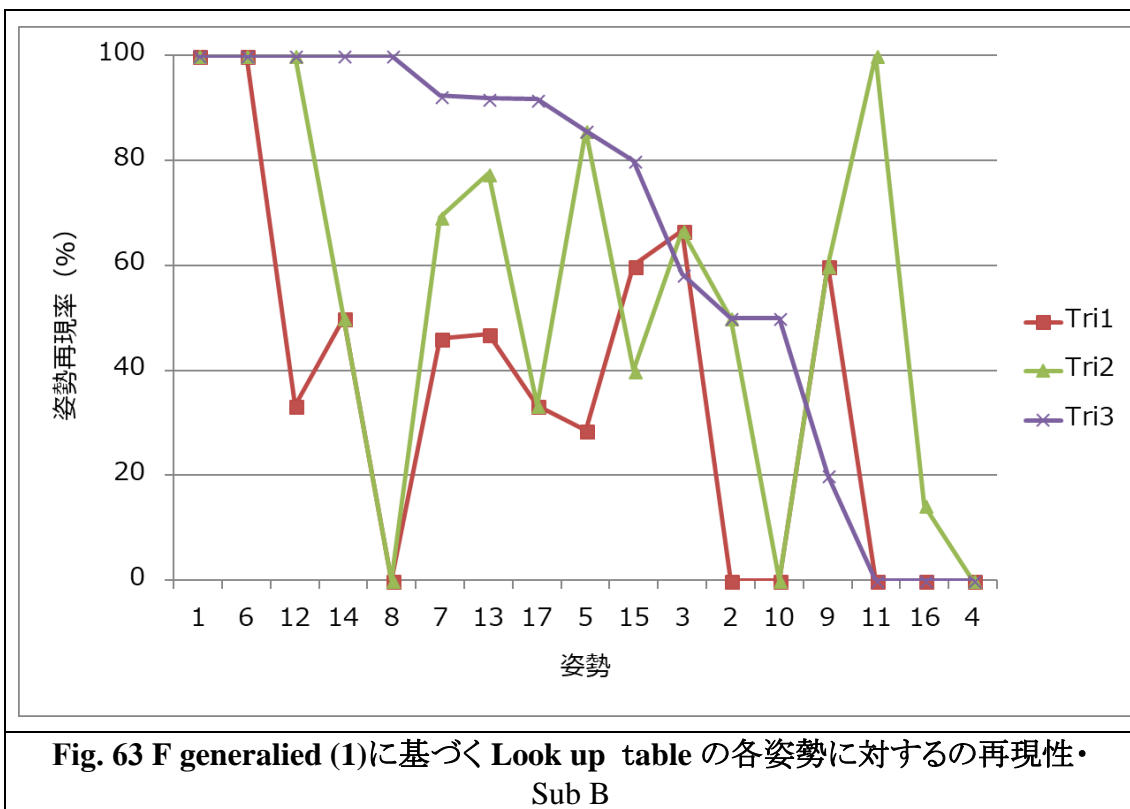


Table 28 F generalized (2)の再現性の性能評価結果・Sub B

姿勢 No	刺激 電極 パタ ー ン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1- 2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1- 3 再現 率	Tri3 再現 率
6	1	0	0.0	1	50.0	100.0	1	66.7	100.0
4	4	3	75.0	3	75.0	75.0	4	83.3	100.0
9	4	2	50.0	3	62.5	75.0	4	75.0	100.0
5	20	11	55.0	20	77.5	100.0	19	83.3	95.0
3	33	22	66.7	26	72.7	78.8	28	76.8	84.8
1	12	4	33.3	6	41.7	50.0	10	55.6	83.3
2	15	7	46.7	10	56.7	66.7	12	64.4	80.0
10	13	5	38.5	6	42.3	46.2	10	53.8	76.9
7	5	1	20.0	1	20.0	20.0	3	33.3	60.0
8	18	2	11.1	5	19.4	27.8	2	16.7	11.1

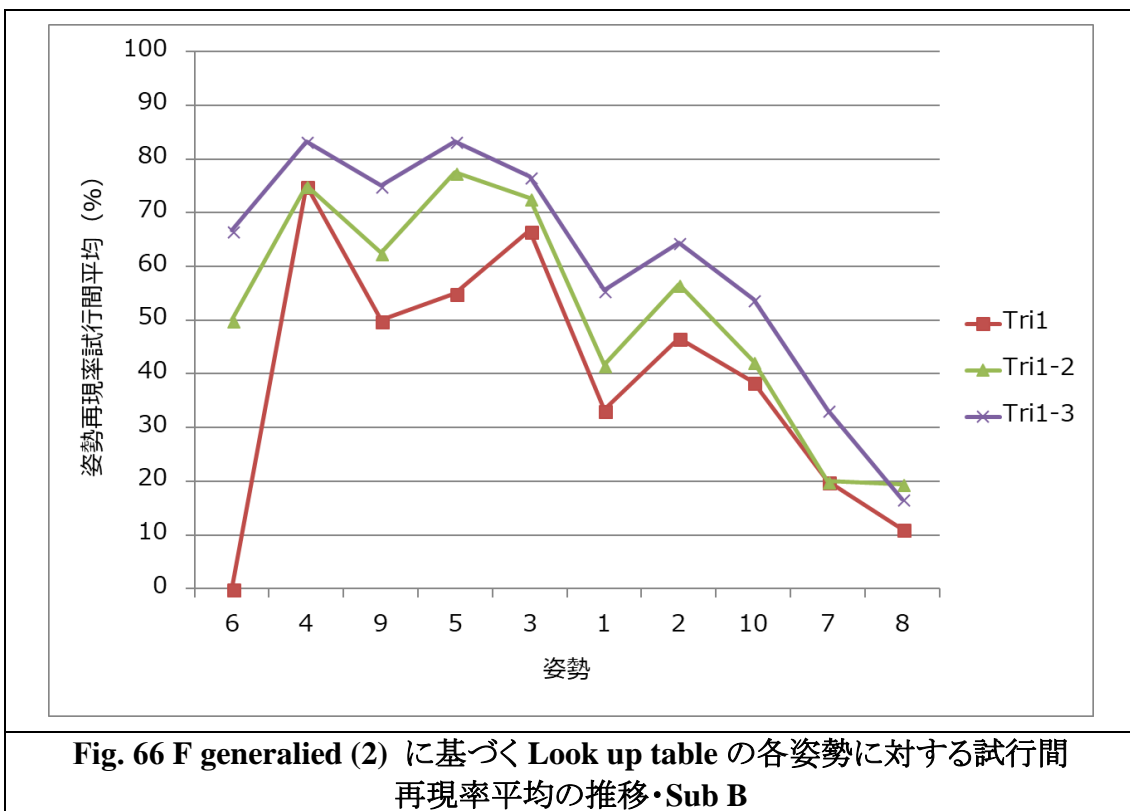
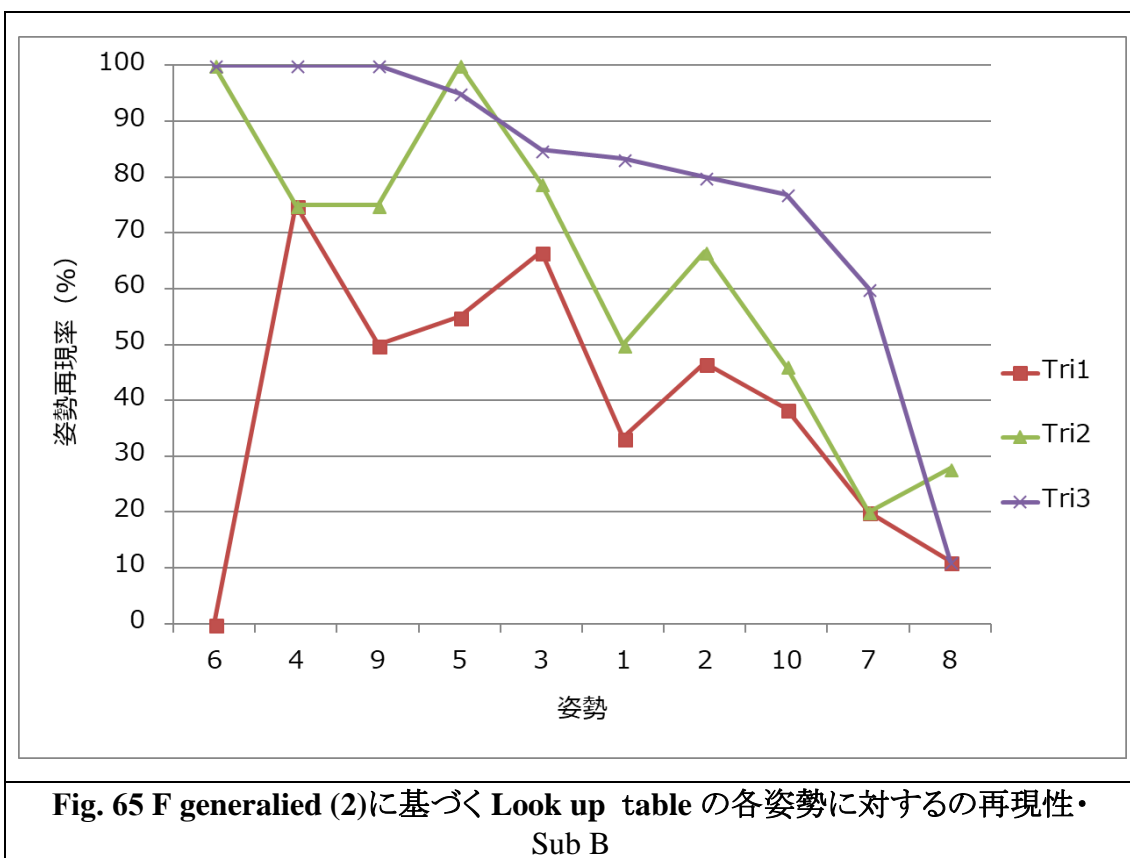


Table 29 F generalized (3)の再現性の性能評価結果・Sub B

姿勢 No	刺激 電極 パタ ー ン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1-2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1-3 再現 率	Tri3 再現 率
6	1	0	0.0	1	50.0	100.0	1	66.7	100.0
14	6	5	83.3	5	83.3	83.3	6	88.9	100.0
2	7	3	42.9	5	57.1	71.4	7	71.4	100.0
17	8	4	50.0	5	56.3	62.5	8	70.8	100.0
1	2	0	0.0	1	25.0	50.0	2	50.0	100.0
5	2	0	0.0	1	25.0	50.0	2	50.0	100.0
15	4	1	25.0	1	25.0	25.0	4	50.0	100.0
4	1	0	0.0	0	0.0	0.0	1	33.3	100.0
7	1	0	0.0	0	0.0	0.0	1	33.3	100.0
13	10	7	70.0	9	80.0	90.0	9	83.3	90.0
9	12	6	50.0	8	58.3	66.7	10	66.7	83.3
8	5	0	0.0	2	20.0	40.0	4	40.0	80.0
16	24	14	58.3	19	68.8	79.2	19	72.2	79.2
12	4	4	100.0	3	87.5	75.0	3	83.3	75.0
3	4	2	50.0	3	62.5	75.0	3	66.7	75.0
10	4	1	25.0	1	25.0	25.0	3	41.7	75.0
18	16	0	0.0	3	9.4	18.8	5	16.7	31.3
11	14	1	7.1	3	14.3	21.4	1	11.9	7.1

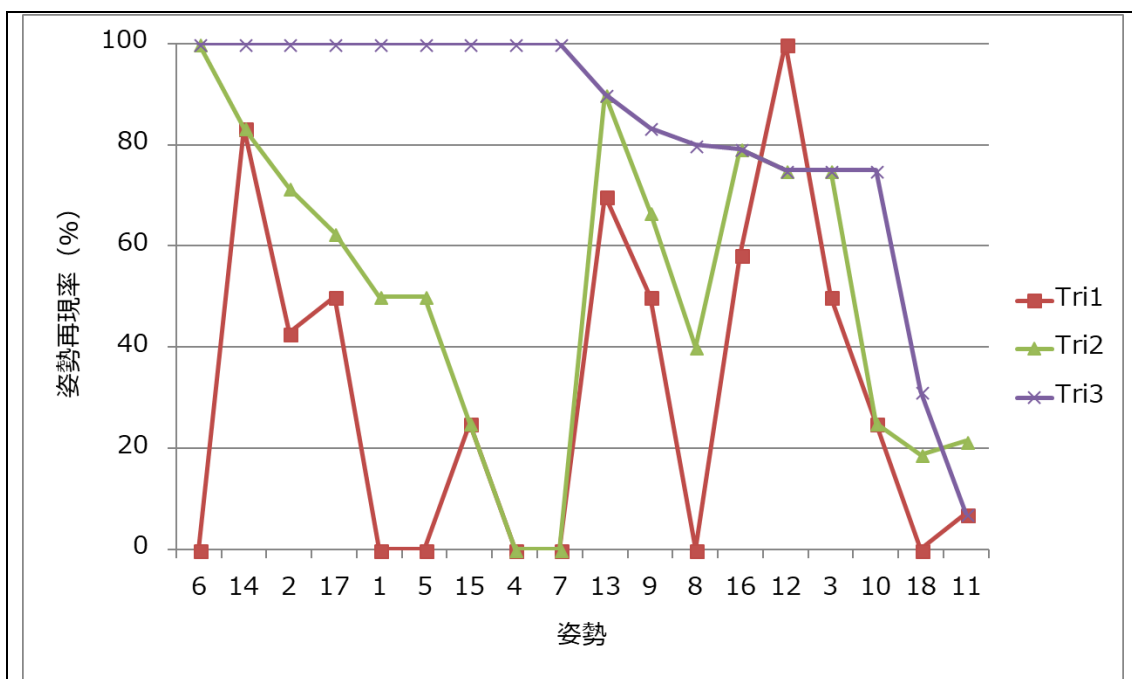


Fig. 67 F generalied (3)に基づく Look up table の各姿勢に対するの再現性・Sub B

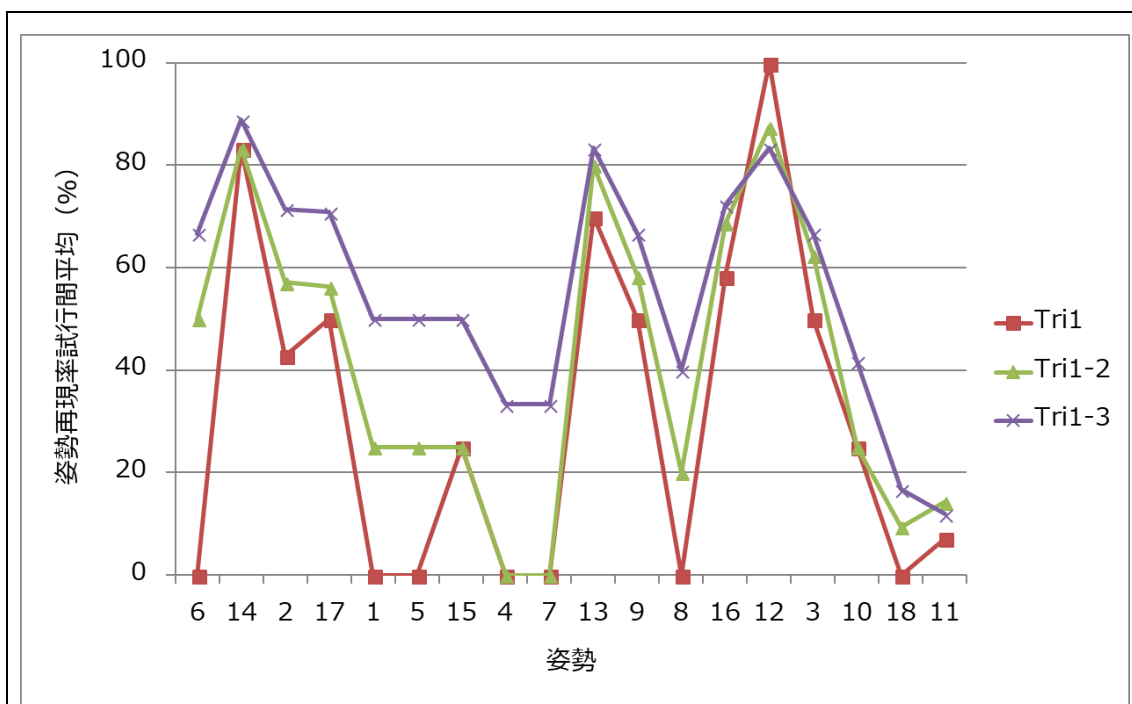


Fig. 68 F generalied (3) に基づく Look up table の各姿勢に対する試行間再現率平均の推移・Sub B

付録 C F specialized の再現性の検証

Sub B の F specialized (2) に基づく刺激電極パターンの姿勢の再現性の検証結果を以下に示した.

Table 30 F specialized(2)_Sub B の再現性評価結果

姿勢 No	刺激 電極 パター ン 数	Trial1 成功 数	Tri1 再現 率	Trial2 成功 数	Tri1-2 再現 率	Tri2 再現 率	Trial3 成功 数	Tri1-3 再現 率	Tri3 再現 率
5	1	1	100.0	1	100.0	100.0	1	100.0	100.0
6	6	5	83.3	6	91.7	100.0	6	94.4	100.0
10	2	1	50.0	2	75.0	100.0	2	83.3	100.0
18	18	13	72.2	17	83.3	94.4	18	88.9	100.0
2	2	2	100.0	1	75.0	50.0	2	83.3	100.0
12	2	2	100.0	1	75.0	50.0	2	83.3	100.0
1	2	0	0.0	1	25.0	50.0	2	50.0	100.0
4	13	8	61.5	11	73.1	84.6	12	79.5	92.3
16	6	3	50.0	5	66.7	83.3	5	72.2	83.3
13	6	4	66.7	4	66.7	66.7	5	72.2	83.3
17	4	2	50.0	3	62.5	75.0	3	66.7	75.0
3	4	3	75.0	2	62.5	50.0	3	66.7	75.0
20	3	3	100.0	3	100.0	100.0	2	88.9	66.7
14	3	2	66.7	2	66.7	66.7	2	66.7	66.7
11	8	4	50.0	5	56.3	62.5	5	58.3	62.5
15	13	9	69.2	9	69.2	69.2	8	66.7	61.5
9	9	8	88.9	5	72.2	55.6	5	66.7	55.6
19	13	2	15.4	9	42.3	69.2	6	43.6	46.2
7	3	2	66.7	2	66.7	66.7	1	55.6	33.3
8	7	2	28.6	4	42.9	57.1	1	33.3	14.3

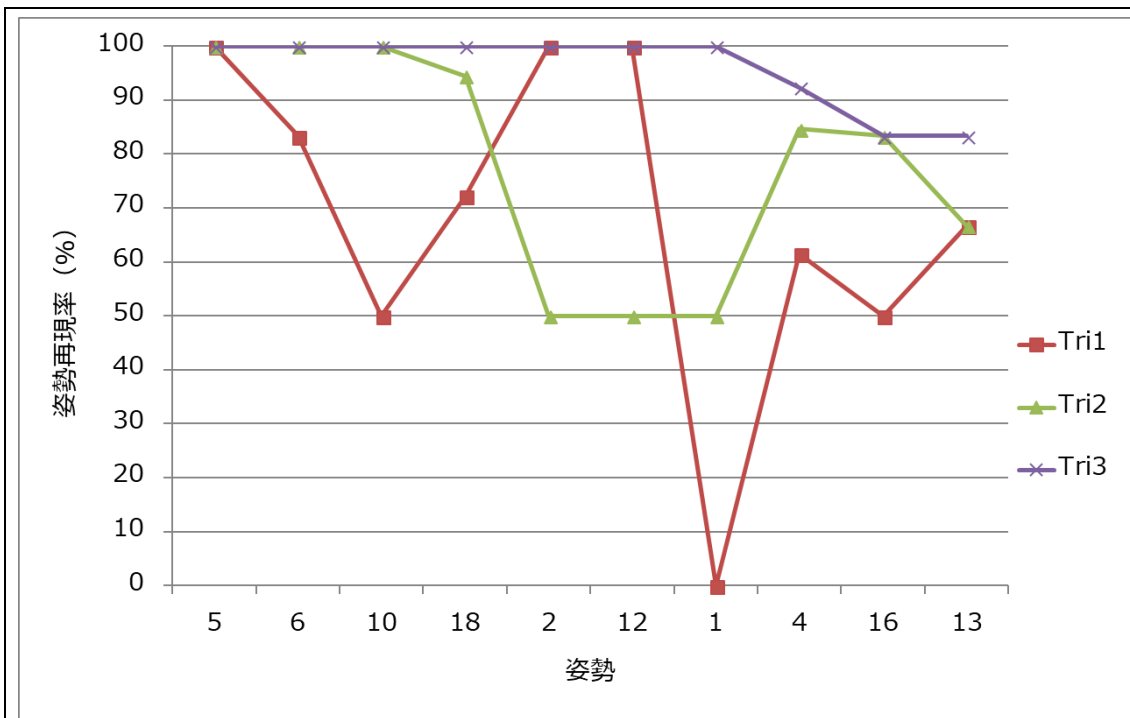


Fig. 69 F specialized(2)_Sub B の各姿勢に対する各試行の再現率

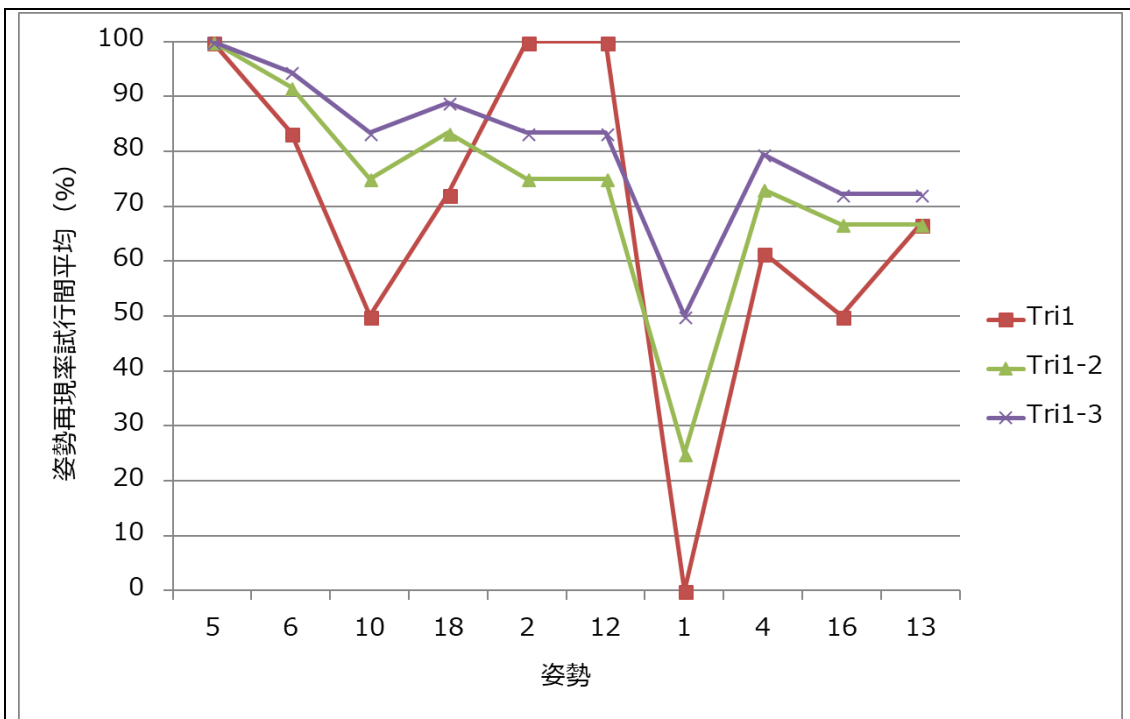


Fig. 70 F specialized (2) _Sub B の再現性評価結果における各姿勢に対する試行間再現率平均の推移